

Aus dem Institut für Klinische Strahlenkunde der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Prof. Dr. med. L. Diethelm)

Bestimmung von Kollimatorengrößen

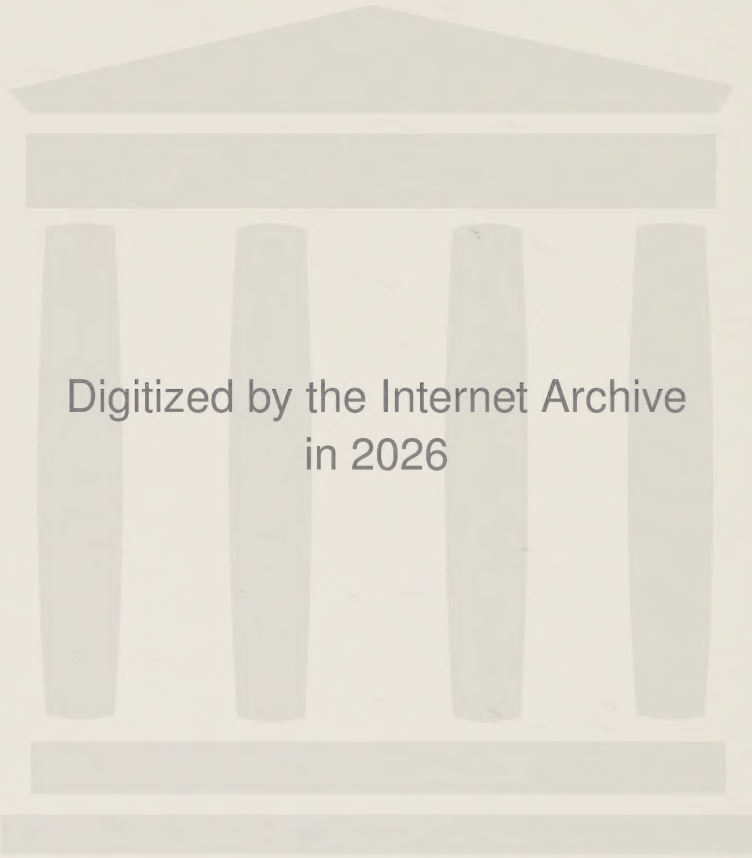
Untersuchungen mit ^{131}J und ^{141}Ce

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizin der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

den Medizinischen Fachbereichen
vorgelegt von

Alexander Hahn
aus Bad Kreuznach

Mainz 1974



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554420_0003

Aus dem Institut für Klinische Strahlenkunde der
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
(Direktor: Prof. Dr. med. L. Diethelm)

Bestimmung von Kollimatorkenngößen

Untersuchungen mit ^{131}J und ^{141}Ce

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizin der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

den Medizinischen Fachbereichen
vorgelegt von

Alexander Hahn
aus Bad Kreuznach

Mainz 1974

Fachbereichsdekan: Prof. Dr. R. Wolf

Referent: Prof. Dr. R. Wolf

Korreferent: Prof. Dr. R. Hülse



Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	1
Problemstellung	3
Meßmethodik	10
Meßergebnisse	14
Graphische Darstellungen der Linienquellen- funktionen	16
Diskussion	49
Zusammenfassung	52
Literatur	53

Einleitung

Die moderne Medizin hat ihre stärksten Impulse durch die Fortschritte der Naturwissenschaften erfahren. War es zunächst vor allem die Chemie, so ist es heute in immer stärkerem Maße die Physik, die der medizinischen Diagnostik und Therapie immer neue Methoden anbietet. Die Entdeckung der nach ihm benannten Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahre 1895 hat für die Medizin sofort weitreichende Konsequenzen gehabt, da die Bedeutung der Röntgenstrahlen für die Diagnostik unmittelbar erkannt wurde. Die fast zur gleichen Zeit erfolgte Entdeckung der Radioaktivität durch Becquerel hatte dagegen keine so unmittelbaren Konsequenzen für die Medizin, wenn man einmal von der Radiumtherapie absieht. Erst als es möglich geworden war, mit Hilfe von Kernreaktoren und großen Beschleunigern künstlich radioaktive Isotope fast aller Elemente des periodischen Systems in großen Mengen zu erzeugen, erlangten radioaktive Stoffe für die medizinische Diagnostik zunehmende Bedeutung. Aus der Anwendung offener radioaktiver Substanzen hat sich in den letzten zwanzig Jahren ein eigenes Spezialgebiet innerhalb der Radiologie entwickelt die Nuklearmedizin.

Innerhalb der nuklearmedizinischen Diagnostik nehmen die szintigraphischen Untersuchungsmethoden nach wie vor einen beherrschenden Platz ein. Bei der Szintigraphie handelt es sich um ein Lokalisationsverfahren, das sich zur Abbildung - ähnlich wie die Röntgendiagnostik - harter elektromagnetischer Strahlung bedient. Während sich jedoch bei der Röntgenaufnahme die Strahlenquelle außerhalb des Patienten befindet und die Abbildung durch Zentralprojektion von einem punktförmigen Fokus und durch die unterschiedliche Absorption der Strahlung in dem durchsetzten Organismus zustandekommt, liegt die Strahlenquelle bei der Szintigraphie in dem abzubildenden Organ selbst. Sie wird durch eine geeignete radioaktive Substanz gebildet, die dem Patienten inkorporiert wird und die sich in irgendeiner Weise in dem Organ anreichert. Natürlich darf die Inkorporation des Radioisotops nicht zu einer für den Patienten unzumutbar hohen Strahlenbelastung führen. Es

kommen daher für die Anwendung beim Menschen nur eine relativ geringe Anzahl von Radioisotopen in Frage. Die aus dem abzubildenden Organ austretende Gamma-Strahlung trifft auf einen für diese Strahlung empfindlichen Detektor, einen Szintillationszähler, dessen Gesichtsfeld durch einen Vorsatz aus Blei, einen sogenannten Kollimator, so stark eingeengt ist, daß immer nur Strahlung aus einem verhältnismäßig kleinen Bereich des Organs den Detektor trifft. Die in dem Detektor durch die Strahlung erzeugte elektrische Impulsrate ist der Radioaktivität im Gesichtsfeld des Zählers proportional. Der Detektor wird mit Hilfe eines Elektromotors kontinuierlich in Zeilen tangential über dem untersuchten Organ hin- und hergeführt, wobei gleichzeitig die erzeugte Impulsrate in Form von Strichen oder Farbmarken auf einem Papier oder in Form unterschiedlicher Schwärzung auf einem Film sichtbar gemacht wird. Aus der Verteilung der Strichdichte bzw. der Farbverteilung oder dem Schwärzungsgrad ergibt sich ein Bild der Radioaktivitätsverteilung - das Szintigramm. Da der Szintillationszähler das zu untersuchende Gebiet quasi abtastet, nennt man das Verfahren auch Scanning (to scan = abtasten). Die Abbildungseigenschaften eines Scanners werden weitgehend von der Kollimation der Gamma-Strahlung bestimmt. Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Charakteristika von routinemäßig verwendeten Kollimatoren für die beiden häufig verwendeten Radioisotope ^{131}J und $^{99\text{m}}\text{Tc}$ mit Hilfe der Linienquellenmethode zu bestimmen.

Problemstellung

Ein wesentlicher Parameter für die Beurteilung der Güte eines Abbildungssystems stellt das sogenannte Auflösungsvermögen dar. Ein Szintigraphiegerät kann man als ein solches Abbildungssystem zur Abbildung der räumlichen Verteilung einer radioaktiven Substanz ansehen. Das Auflösungsvermögen wird hier weitgehend durch die Kollimation bestimmt. Die Kollimatoren dienen dazu, die Strahlung möglichst so auszublenden, daß der Detektor nur Strahlung aus einem relativ schmalen Bereich des zu untersuchenden Gebildes empfängt. Je enger und feiner man die Ausblendung macht, desto eher kann man annehmen, daß es möglich sein wird, nahe beieinander liegende Aktivitätsunterschiede aufzudecken. Mit zunehmender Ausblendung nimmt jedoch die Intensität der gemessenen Strahlung ab, um bei feinsten Ausblendungen schließlich gegen Null zu gehen. Infolge des Zufallscharakters des radioaktiven Zerfalls ist es jedoch notwendig, bei der Messung der Strahlung radioaktiver Substanzen eine bestimmte Anzahl von Ereignissen zu registrieren, da die Genauigkeit der Messung von dieser Anzahl abhängt. Damit ist das Dilemma aufgezeigt, in dem man sich bei der Szintigraphie in Bezug auf die Auflösung befindet: Versucht man das Auflösungsvermögen durch starke Ausblendung heraufzusetzen, so nimmt die Intensität der Strahlung so stark ab, daß die Meßgenauigkeit erheblich vermindert wird. Dem entstehenden Bild - dem Szintigramm - überlagern sich dann statistische Schwankungen, die eine Deutung schließlich unmöglich machen. Man könnte dem durch eine erhöhte Applikation an Radioaktivität entgegenwirken, diesem Vorgehen setzt jedoch die damit verbundene Erhöhung der Strahlenbelastung des Patienten enge Grenzen. Man ist daher gezwungen, bei der Kollimation in jedem Falle einen geeigneten Kompromiß zwischen Ausblendung und Durchlässigkeit für die zu messende Strahlung zu schließen.

In der Szintigraphie wurden zunächst Kollimatoren mit nur einer zylindrischen Bohrung benutzt. Diese besaßen zwar eine relativ gute Auflösung, aber nur eine geringe Empfindlichkeit. Die Verwendung einer konischen Bohrung setzte zwar die Nachweisempfindlichkeit herauf, verschlechterte aber das Auflösungsvermögen.

Schließlich fand sich als beste Lösung eine Anordnung von sehr vielen konischen Bohrungen, die alle auf einen Punkt hinzielen, den sogenannten "Fokus" des Kollimators, und die in regelmäßiger Form angeordnet sind, manchmal in Form eines Honigwaben-Musters, weswegen diese Kollimatoren auch "Honeycomb"-Kollimatoren genannt werden. Von der Anzahl der Bohrungen wird die Nachweisempfindlichkeit des Systems beeinflusst, durch die Durchmesser der Bohrungen das Auflösungsvermögen und die Nachweisempfindlichkeit. Die Zahl der Bohrungen wird durch die Forderung begrenzt, daß die zu messende Strahlung die Zwischenstege der Bohrungen (Septen) nicht durchdringen darf. Kollimatoren bestehen fast immer aus Blei. Das Durchdringungsvermögen dieser Substanz für Gamma-Strahlung hängt stark von der Energie der Strahlung ab. Man kann daher einen optimalen Kollimator immer nur für einen bestimmten Energiebereich der Strahlung konstruieren. Bei relativ weicher Strahlung können die Septen dünner sein, das Auflösungsvermögen ist relativ hoch, während bei harter Strahlung die Septen immer dicker gemacht werden müssen, was die Anzahl der Bohrungen begrenzt und das Auflösungsvermögen verschlechtert. Oberhalb von etwa 1 MeV ist die Verwendung von Vielkanalkollimatoren ganz unmöglich. Dies setzt die Grenze für den bei der Szintigraphie anwendbaren Energiebereich.

Allgemein werden Nachweisempfindlichkeit und Auflösungsvermögen eines Szintigraphie-Systems u.a. von folgenden Faktoren beeinflusst (MALLARD 1966)

- a) von der Nachweisempfindlichkeit des Detektors für die verwendete Gamma-Strahlung (z.B. von der Kristallgröße des Szintillationszählers)
- b) von der Kollimatorkonstruktion, d.h. von dem verwendeten Material und den geometrischen Eigenschaften
- c) von der Abschirmung des Detektors
- d) von Streueffekten in der Strahlenquelle und im Kollimator
- f) von der Eliminierung der Streustrahlung mit Hilfe eines sogenannten Impulshöhenanalysators

Wegen der geschilderten Zusammenhänge hat es sich als zweckmäßig erwiesen, Nachweisempfindlichkeit und Auflösungsvermögen bei der Szintigraphie getrennt zu definieren und zu bestimmen, und die aus ihrer Verknüpfung entstehende Größe etwa als "Nachweisbarkeit" (engl. "detectability") zu bezeichnen, die man natürlich auch als "Auflösung" bezeichnen könnte. Unter Auflösungsvermögen im engeren Sinne versteht man in der Szintigraphie daher das sog. "geometrische Auflösungsvermögen", das sich ergibt, wenn man den Einfluß der statistischen Schwankungen des radioaktiven Zerfalls eliminiert, d.h. das Auflösungsvermögen bei hohem Photonenfluß. Nachweisempfindlichkeit und geometrisches Auflösungsvermögen beeinflussen sich nach dem oben Gesagten gegenseitig. Dabei kann es durchaus Fälle geben, in denen man zugunsten einer erhöhten Nachweisempfindlichkeit eine Verschlechterung des geometrischen Auflösungsvermögens in Kauf nimmt, z.B. dann, wenn man geringe Strahlungsintensitäten mißt. Im übrigen muß an sich für jeden Einzelfall ein geeigneter Kompromiß zwischen Nachweisempfindlichkeit und geometrischer Auflösung gefunden werden, um zu einer optimalen Nachweisbarkeit zu kommen.

Die Nachweisempfindlichkeit eines Szintigraphiesystems kann mit Hilfe einer Flächenquelle bestimmt werden, die gleichmäßig mit Aktivität belegt ist und die größer ist als das Gesichtsfeld des Detektors. Bringt man eine solche Flächenquelle parallel zur Detektoroberfläche, so ist die Impulsrate bei fehlender Absorption unabhängig vom Abstand zwischen Quelle und Detektor. Man erhält dann eine Angabe für die Nachweisempfindlichkeit in Imp/min/uCi/cm^2 .

Für die Definition des geometrischen Auflösungsvermögens hat sich inzwischen allgemein ein Vorschlag von BROWNELL (1964) durchgesetzt, der sich an die in der Optik gebräuchliche Definition anlehnt. Sie bezieht sich auf die getrennte Darstellung zweier Punktquellen (= punktförmige Aktivitäten). Nähert sich der mit einem Kollimator versehene Detektor einer solchen Punktquelle, so wird wegen des endlichen Auflösungsvermögens bereits

dann ein Anstieg der Impulsrate einsetzen, wenn sich die Punktquelle noch nicht im Zentrum des Detektors befindet. Die Impulsrate erreicht ihr Maximum, wenn die Punktquelle dieses Zentrum erreicht und fällt dann wieder ab. Trägt man die Impulsrate in Abhängigkeit vom Weg beim Überfahren einer solchen Punktquelle auf, so erhält man eine Art Glockenkurve. Diese Kurve wird als Punktquellen-Ansprechfunktion (point source response function, psrf) bezeichnet. Als geometrisches Auflösungsvermögen wird die Halbwertsbreite dieser Kurve definiert. (Full width at half maximum = FWHM). Diese Definition besitzt deshalb Berechtigung, weil die so bestimmte Auflösungsstrecke d gleich derjenigen ist, die den minimalen Abstand zweier Punktquellen darstellt, bis zu welchem sie in der szintigraphischen Abbildung noch getrennt dargestellt werden können. Nähert man zwei Punktquellen einander an, so überlappen sich die zugehörigen Ansprechfunktionen immer mehr, bis beide Kurvenmaxima zusammenfallen. Dies ist gerade dann der Fall, wenn der Abstand beider Quellen gleich der Auflösungsstrecke d ist. Es ist leicht einzusehen, daß die Form der Ansprechfunktion und damit die Auflösungsstrecke bei der Konstruktion der Kollimatoren von der Entfernung zwischen Punktquelle und Detektor abhängen muß. Für eine vollständige Beschreibung der Eigenschaften eines Kollimators muß daher die Auflösung als Funktion des Abstandes zwischen Detektor und der Ebene, in der sich die Punktquelle befindet, bestimmt werden.

Legt man ein Koordinatensystem so fest, daß sich die xy -Ebene parallel zur Kollimatoroberfläche befindet und z den Abstand vom Kollimator darstellt, so kann man ohne Einschränkung der Allgemeinheit die Bewegungsrichtung des Detektors bei der Messung der Punktquellen-Ansprechfunktion in die x -Achse legen.

Dann stellt

$$E_p(x, 0, z_0)$$

die Schar der Punktquellen-Ansprechfunktionen für verschiedene Abstände z_0 dar. Die Auflösungsstrecke d ergibt sich als Ent-

fernung der beiden Punkte, für die gilt

$$E_p(x_1, 2, 0, z_0) = \frac{1}{2} E_p(0, 0, z_0) = \frac{1}{2} E_{p_{\max}}$$

d.h.

$$d = |x_1| + |x_2| = 2|x_1| = 2|x_2|$$

Prinzipiell läßt sich die geometrische Auflösung eines Systems durch Messung der Punktquellenfunktion bestimmen. Wie bereits erwähnt, hängt infolge des Konstruktionsprinzips der Kollimatoren die Auflösung stark von der Entfernung zwischen Objekt und Kollimatoroberfläche ab. Sie muß daher zur vollständigen Charakterisierung des Systems als Funktion des Abstandes bestimmt werden. Durch Verbinden der Punkte gleicher Werte für die Punktquellenfunktionen erhält man das sog. "Isoimpulslinienbild" eines Kollimators, d.h. für

$$E_p(x, 0, z) = \text{const}$$

Für die 50 %-Isoimpulslinie, deren Breite der Auflösungsstrecke entspricht, ergibt sich :

$$E_p(x, 0, z) = \text{const} = \frac{1}{2} E_{p_{\max}}(x, 0, z)$$

Es ist jedoch in der Praxis schwierig, mit Punktquellen zu arbeiten. Schon die Herstellung einer einigermaßen punktförmigen Quelle bereitet erhebliche Schwierigkeiten. Zur Bestimmung der Auflösungsstrecke d kann jedoch auch eine Linienquelle verwendet werden, die sich für das hier behandelte Problem wie Punktquellen verhält, wenn die Linienquelle sich in einer Ebene parallel zur Kollimatoroberfläche befindet und die Bewegung des Detektors senkrecht zur Achse der Linienquelle erfolgt. Die bei einer solchen Bewegung im Detektor erzeugte Impulsrate, die Linienquellenfunktion, besitzt die gleiche Halbwertsbreite wie eine Punktquellenfunktion. Mathematisch ergibt sich die Linienquellenfunktion durch Integration der Punktquellenfunktion über die ganze Länge der Linienquelle.

$$\int_0^{\infty} E_p(x, y, z) dy = E_1(x, z)$$

Hierbei ist vorausgesetzt, daß sich die Linienquelle in der y-Achse des Koordinatensystems befindet. Mit Linienquellen läßt sich in der Praxis sehr viel leichter als mit Punktquellen arbeiten. Linienquellen wurden zuerst von HINE (1967) zur Bestimmung des Auflösungsvermögens eines szintigraphischen Systems verwendet. Dabei wurde das Auflösungsvermögen durch eine Schar von Linienquellenfunktionen für bestimmte Abstände z_0 zwischen Linienquelle und Kollimator charakterisiert. Diese Kurven sind gegeben durch die Funktionen

$$E_1(x, z_0)$$

Aus dieser Kurvenschar erhält man neben der geometrischen Auflösung in Abhängigkeit von der Entfernung auch die relative Empfindlichkeit, die durch die Höhe des Kurvenmaximums gegeben wird. Führt man die Messungen einmal in Luft und zum anderen mit der Linienquelle in Wasser aus, so kann der Einfluß der Absorption auf Auflösung und Empfindlichkeit untersucht werden. Aus der Form der Linienquellenfunktionen läßt sich schließlich auch ersehen, ob ein merklicher Anteil der Gamma-Strahlung die Septen des Kollimators durchdringen kann; dabei treten an den Seiten der Linienquellenfunktionen mehr oder minder lange "Schwänze" auf.

Es ist heute weitgehend üblich, die Eigenschaften eines Kollimators durch die Messung von Linienquellenfunktionen in verschiedenen Abständen mit und ohne Einfluß absorbierender Medien zu charakterisieren.

In der Szintigraphie werden eine ganze Reihe von Radioisotopen verwendet, die sich zum Teil in ihren radiophysikalischen Eigenschaften stark unterscheiden. Der bedeutsamste Parameter für die Probleme der Kollimation ist dabei die Energie der emittierten Gamma-Strahlung. Zwei der am häufigsten in der Szintigraphie benutzten Radioisotope sind das ^{131}J und das $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

^{131}J besitzt eine Halbwertszeit von 8,05 Tagen und emittiert ei-

ne ganze Reihe von Gamma-Linien, von denen die Hauptlinie mit 364 keV Energie und einer Emissionswahrscheinlichkeit von 80 % für die Szintigraphie verwendet wird. ^{131}J kann damit zu den sog. "harten" Gamma-Strahlern gerechnet werden. Es wird als Spaltprodukt der Uranspaltung frei und kann mit sehr hoher spezifischer Aktivität gewonnen werden.

^{131}J fand vor allem und findet immer noch in Form des Na^{131}J Verwendung zur szintigraphischen Darstellung der Schilddrüse, aber auch in Form markierter Verbindungen zur Abbildung der Leber (Bengalrosa), des Rückenmarkkanals (^{131}J -Serumalbumin) und der Lungen (^{131}J -MAA).

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ besitzt eine Halbwertszeit von 6 Stunden und emittiert mit nahezu 100 %-Wahrscheinlichkeit eine Gamma-Linie von 140 keV. Diese Energie liegt in einem für die Szintigraphie sehr günstigen Bereich. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ entsteht durch den β -Zerfall seiner Muttersubstanz ^{99}Mo . Es kann mit Hilfe der Eluierung einer sogenannten Generatorsäule aus der Muttersubstanz gewonnen werden. $^{99\text{m}}\text{Tc}$ hat in den letzten Jahren für die Szintigraphie eine besonders große Bedeutung gewonnen. Es wird als $^{99\text{m}}\text{TcO}_4$ zur Darstellung der Schilddrüse und von Hirntumoren, als $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Schwefelkolloid zur Darstellung der Leber und des Knochenmarks, als $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Eisen-Komplex zur Szintigraphie der Nieren und zum Nachweis von Hirntumoren sowie in Form von $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Albumin-Makroaggregaten zur Darstellung der Lungen verwendet.

Da die kurze Halbwertszeit des $^{99\text{m}}\text{Tc}$ von sechs Stunden für experimentelle Untersuchungen ungünstig ist, wurde für die hier vorgelegten Experimente an Stelle des $^{99\text{m}}\text{Tc}$ das Radioisotop ^{141}Ce benutzt, das eine Halbwertszeit von 33 Tagen besitzt und fast die gleiche Gamma-Energie wie $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (141 keV) emittiert.

Tabelle 1

	Zerfallsart	HWZ	γ -Energie (MeV)
^{131}J	β^- , γ	8 d	0,364
^{141}Ce	β^- , γ	33 d	0,141
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	β^- , γ	6 h	0,140

Meßmethodik

Die Untersuchungen wurden an zwei kommerziellen Szintigraphie-Geräten der Firma PICKER durchgeführt, einem Magnascanner III und einem Magnascanner V. Der erstere besitzt einen Detektor mit einem 3 x 2"-NaJ-Kristall, der letztere einen solchen mit einem 5 x 2" - Kristall. Für beide Geräte sind eine Reihe von auswechselbaren Kollimatoren vorhanden. Beide Szintigraphen sind außerdem mit den notwendigen elektronischen Versorgungseinrichtungen, wie Hochspannungserzeugung, Verstärker und Impulshöhenanalysator ausgestattet. Für die Messungen konnte an den Impulsausgang der Scanner ein Scaler angeschlossen werden, der die digitale Registrierung der gemessenen Impulszahlen erlaubt.

Spezifikation der Kollimatoren :

1. Magnascanner III

a) Feinfokuskollimator 2112 B

31 Bohrungen

Fokusabstand 6,0 - 7,6 cm

b) Grobfokuskollimator 2107

19 Bohrungen

Fokusabstand 6,0 - 7,6 cm

c) Spezialkollimator, Eigenkonstruktion

26 Bohrungen

Fokusabstand 9 - 13 cm

2. Magnascanner V

a) 2111

85 Bohrungen

- b) 2111 A
265 Bohrungen
Fokusabstand 14 - 19 cm
- c) 2112 A
163 Bohrungen
Fokusabstand 6,0 - 9,4 cm
- d) 2114 A
265 Bohrungen
Fokusabstand 7,7 - 8,5 cm
- e) 2114 B
55 Bohrungen
Fokusabstand 6,6 - 9,1 cm

Die Kollimatoren 2114 A und 2114 B sind Spezialkollimatoren für niedrige Gamma-Energien.

Als Linienquelle wurde ein 30 cm langes Glasröhrchen mit einem Innendurchmesser von ca. 2 mm verwendet, das mit einer Aktivität von etwa 100 μ Ci der jeweils untersuchten Substanz gefüllt wurde. Das Röhrchen wurde an beiden Enden fest verschlossen, wobei das Einschließen von Luftblasen vermieden wurde. Durch die Länge des Röhrchens war gewährleistet, daß die Linienquelle stets länger war, als dem Durchmesser des Gesichtsfeldes der Detektor-Kollimator-Kombination in der Meßentfernung entsprach. Infolge der relativ hohen Aktivität von 100 μ Ci traten bei den Messungen verhältnismäßig hohe Impulsraten auf, so daß die Meßzeiten relativ kurz gehalten werden konnten. Es wurden je Meßpunkt stets drei Messungen durchgeführt und mindestens 3000 Impulse akkumuliert, so daß der Standardfehler jeweils bei höchstens 2 % lag.

Die dem zur Registrierung verwendeten Scaler zufließenden Impulse hatten innerhalb des Szintigraphie-Systems zunächst einen sog. Impulshöhenanalysator passiert. Dieser besitzt die Eigenschaft, daß er nur solche Impulse passieren läßt, die einem bestimmten Energiebereich der Gamma-Strahlung entsprechen, die

in dem Szintillations-Kristall absorbiert werden. Der Analysator wird so eingestellt, daß nur die von dem Radioisotop primär emittierte Energie durchgelassen wird. Hierdurch wird erreicht, daß die im Meßobjekt, seiner Umgebung und im Kollimator erzeugte Streustrahlung von der Messung ausgeschlossen wird. Die ist insofern von erheblicher Bedeutung, als das geometrische Auflösungsvermögen von der Streustrahlung beeinflußt wird (15). Mißt man die Streustrahlung mit, so verschlechtert sich das Auflösungsvermögen, da dann auch Strahlung registriert wird, die nicht unmittelbar im Gesichtsfeld des Kollimators emittiert wurde sowie auch solche, die die Septen des Kollimators durchdringen konnte und dabei an Energie verlor. Die Einstellung des Impulshöhenanalysators wurde demgemäß so gewählt, daß nur der Photopeak der Strahlung, d.h. die Primärenergie gemessen wurde.

Der Detektor wurde für die Messungen so ausgerichtet, daß sich die Kollimatoroberfläche stets vertikal befand, und die Linienquelle immer parallel zu ihr war. Als Ausgangspunkt für die Messungen in Luft wurde der Abstand gewählt, bei dem die Linienquelle den Kollimator berührte und dieser Abstand gleich null gesetzt. Da bei den verwendeten Scannern die Registriereinheit (Drucker) auf einer starren Achse mit dem Detektor verbunden ist, konnten die notwendigen örtlichen Verschiebungen direkt auf einem Millimeterpapier markiert werden. Für die Messung einer Linienquellenfunktion wurde der Meßkopf jeweils in Schritten von 2 mm verschoben und für jeden Meßpunkt die Impulsrate mit Hilfe des Scalers in der oben genannten Weise ermittelt. In dieser Weise wurde die Funktion über die ganze Breite des Gesichtsfeldes des Kollimators vorgenommen. Die Linienquellenfunktionen wurden in Abständen von 2 cm von der Oberfläche bis zu einer Entfernung, die 6 bis 8 cm größer als die Fofusentfernung war, ermittelt.

Für die Bestimmung der Linienquellenfunktion in einem absorbierendem Medium wurde ein quaderförmiges, mit Wasser gefülltes Becken verwendet, in das die Linienquelle samt Haltevorrichtung eingetaucht wurde. Im Gegensatz zu den Messungen in Luft konnte hier mit den Messungen erst in einer gewissen Entfernung von

der Kollimatoroberfläche begonnen werden, da dabei die Wand des Gefäßes eine Messung unmittelbar an der Kollimatoroberfläche verhinderte. Im übrigen wurde die Messung in analoger Weise wie in Luft vorgenommen.

Die auf diese Weise ermittelten Impulsraten wurden in ein Koordinatensystem eingetragen, wobei die Abszisse den Abstand von der Kollimatorachse, die Ordinate die (relative, auf das Maximum gleich 100 % bezogene) Impulsrate darstellt. Die so erhaltene Kurve repräsentiert die Linienquellenfunktion in einem bestimmten Abstand. Um zu einer graphischen Darstellung der Abhängigkeit der Linienquellenfunktion vom Abstand zum Kollimator zu kommen, wurde in Anlehnung an HINE (8) eine quasi-dreidimensionale Darstellung gewählt, bei der auf einer dritten, schrägen Achse die entsprechenden Linienquellenfunktionen in Abhängigkeit von der Entfernung zwischen Quelle und Kollimator aufgetragen wurden. Aus diesem Diagramm lassen sich somit Auflösungsvermögen und relative Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Entfernung direkt ablesen.

Meßergebnisse

In den Abb. 1 bis 16 sind die Ergebnisse der Untersuchungen für ^{141}Ce , in den Abb. 17 bis 32 diejenigen für ^{131}J graphisch dargestellt. Wie bereits erwähnt, erfolgte die Darstellung in Anlehnung an HINE (8), wobei als Abszisse die Entfernung zur Kollimatorachse, als Ordinate die relative Empfindlichkeit (in % des Maximums) aufgetragen wurde. Die dritte, schräge Achse bildet den Abstand zur Kollimatoroberfläche, so daß auf diese Weise die Schar der Linienquellenfunktionen in Abhängigkeit vom Abstand (alle 2 cm) wiedergegeben wird. Dies hat den Vorteil, daß man gleichzeitig das Auflösungsvermögen und die relative Empfindlichkeit als Funktion der Entfernung ablesen kann. Die Gegenüberstellung der Kurven in Luft und in Wasser erlaubt es, den Einfluß der Absorption auf die Charakteristika des Kollimator-Detektor-Systems zu erkennen. Je nach den fokussierenden Eigenschaften des Kollimators findet man in der Nähe der Kollimatoroberfläche relativ breite, flache Linienquellenfunktionen, d.h. ein relativ schlechtes Auflösungsvermögen bei geringerer Empfindlichkeit, die sich zum Fokus hin verschmälern, wobei gleichzeitig die Empfindlichkeit ansteigt. In der Nähe des Fokus werden maximale Empfindlichkeit und optimales Auflösungsvermögen meist gleichzeitig erreicht. Anschließend erfolgt wieder ein Abfall der Empfindlichkeit bei gleichzeitiger Verschlechterung der Auflösung. In der Nähe der Kollimatoroberfläche zeigt sich häufig eine ausgesprochene Asymmetrie in den Linienquellenfunktionen, die vom Auftreten mehrerer Maxima begleitet ist (z.B. Abb. 5). Dies ist durch die Diskontinuität bedingt, die sich aus der Konstruktion des Kollimators mit einer endlichen Zahl von Bohrungen ergibt und ist bei Kollimatoren mit einer geringen Anzahl von Bohrungen besonders ausgeprägt. Von einer bestimmten Entfernung ab gleicht sich dieser Effekt aus.

Wie von vornherein zu erwarten war, macht sich der Einfluß eines absorbierenden Mediums bei der Verwendung von ^{141}Ce mit seiner relativ weichen Strahlung weit stärker bemerkbar als bei der Verwendung von ^{131}J . Es kommt durch die Absorption zu einem Heranrücken des Maximums auf die Kollimatoroberfläche hin bei

gleichzeitiger Abflachung der Linienquellenfunktionen in größerer Entfernung. In zwei Fällen (Abb.6 und Abb.10) rückt das Maximum sogar unmittelbar an die Kollimatoroberfläche heran. Bei ^{131}J bleibt die Lage des Maximums manchmal von der Absorption unbeeinflusst (2111 A). Dagegen wird die Stelle maximaler Auflösung durch die Absorption so gut wie nicht beeinflusst, ebenso die Auflösungsstrecke selbst.

Eine gewisse Ausnahme bilden bei der Anwendung von ^{131}J die Kollimatoren 2114 A und 2114 B (Abb.29 bis 32). Die Linienquellenfunktionen sind hier sehr breit und ziehen sich weit nach der Seite hin. Beide Kollimatoren sind nicht für hochenergetische Gamma-Strahlung geeignet, da ihre Septen zu dünn sind, so daß die harte Strahlung des ^{131}J die Septen durchdringen kann, was zu einer entsprechend schlechten Auflösung führt.

In Tab.2 sind die aus den Kurven gewonnenen Resultate (Auflösungsstrecke, Lage der optimalen Auflösung, Lage der maximalen Empfindlichkeit) für die verschiedenen Kollimatoren mit und ohne Berücksichtigung der Absorption zusammengestellt.

Tabelle 2

	Impulsraten- maximum bei Quellen-Kolli- matorabstand in cm		Max. Auflösungs- vermögen bei Quellen-Kollima- torabstand in cm		Max. Auflösungs- vermögen ausge- drückt als Halb- wertsbreite der Kurve in cm	
	Luft	Wasser	Luft	Wasser	Luft	Wasser
3"Sc.-Fein- ¹³¹ J fokuskolli- mator ¹⁴¹ Ce	10	6	8	6	0,75	0,75
	8	6	8	8	0,65	0,60
3"Sc.-Grob- ¹³¹ J fokuskolli- mator ¹⁴¹ Ce	8	4	6	6	1,40	1,40
	8	4	8	6	1,20	1,40
3"Sc.-Eigen- ¹³¹ J konstruktions- kollimator ¹⁴¹ Ce	10	2	10	10	1,95	1,80
	10	2	10	10	1,75	1,90
5"Sc.-Grob- ¹³¹ J fokuskolli- mator 2111 ¹⁴¹ Ce	10	8	10	10	1,45	1,50
	12	8	12	10	1,20	1,35
5"Sc.-Kolli- ¹³¹ J mator 2111 A ¹⁴¹ Ce	14	14	16	14	0,80	1,40
5" Feinfokus ¹⁴¹ Ce	16	2	16	14	0,80	1,00
5"Sc.-Kolli- ¹³¹ J mator 2112 A ¹⁴¹ Ce	8	8	8	8	0,80	0,80
3" Feinfokus ¹⁴¹ Ce	8	8	8	8	0,60	0,60
5"Sc.-Kolli- ¹³¹ J mator 2114 A ¹⁴¹ Ce	6	2	8	2	4,60	7,40
3" Feinfokus ¹⁴¹ Ce	8	6	8	6	0,95	1,00
5"Sc.-Kolli- ¹³¹ J mator 2114 B ¹⁴¹ Ce	6	2	8	6	2,95	4,40
3" Grobfokus ¹⁴¹ Ce	8	6	8	8	1,50	1,65

^{141}Sc -Feinfokuskoll.

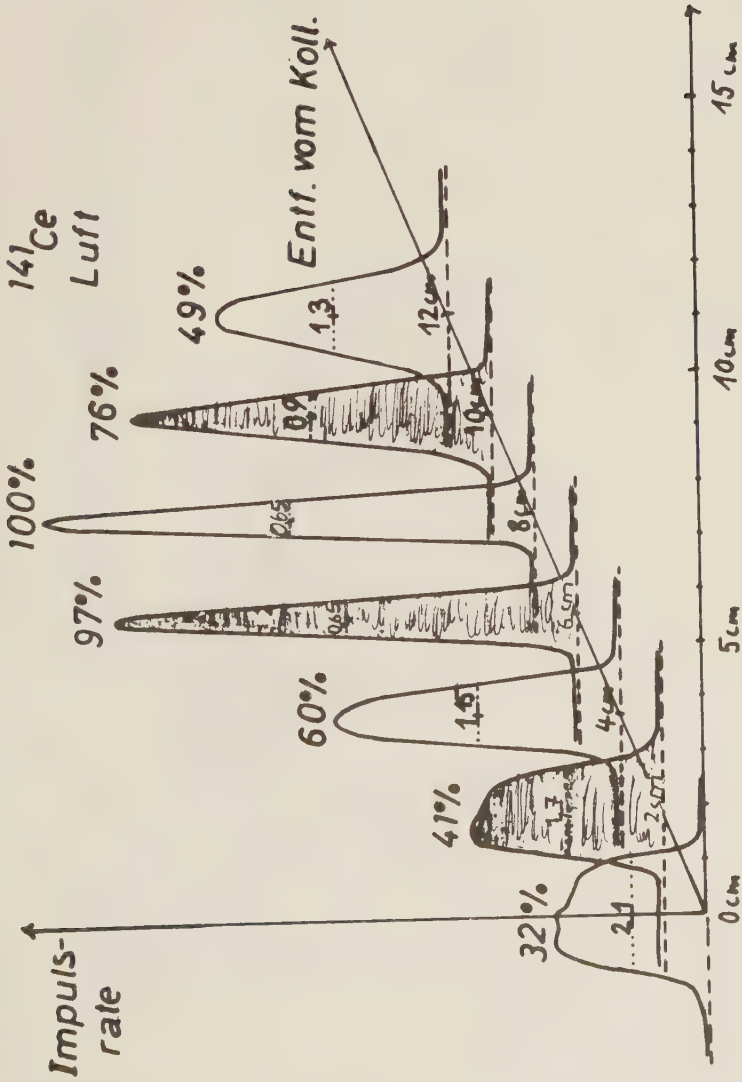


Abb. 1

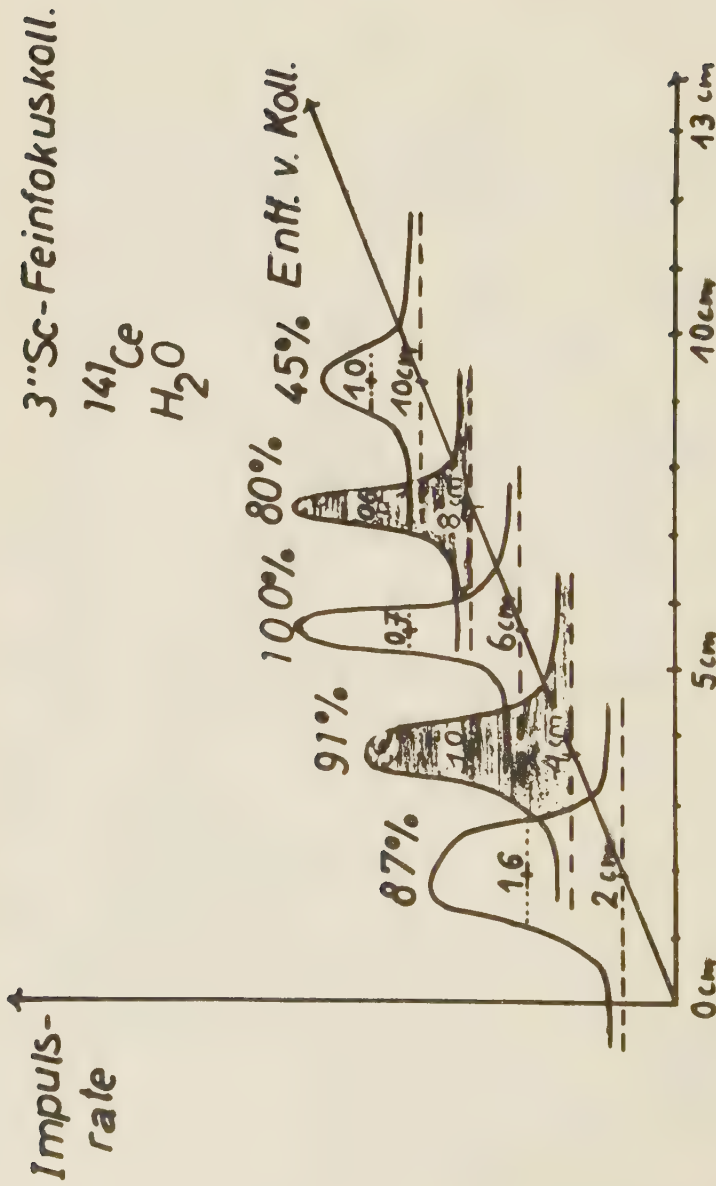


Abb. 2

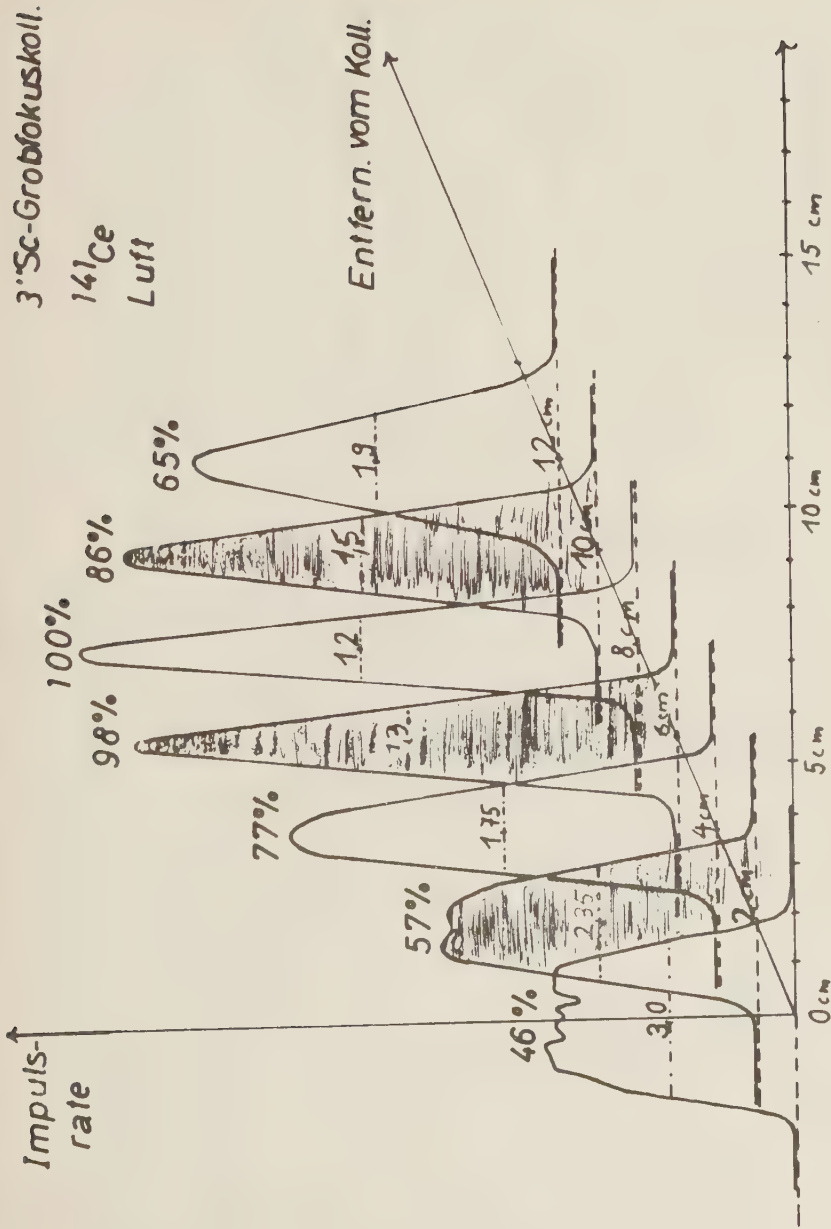


Abb. 3

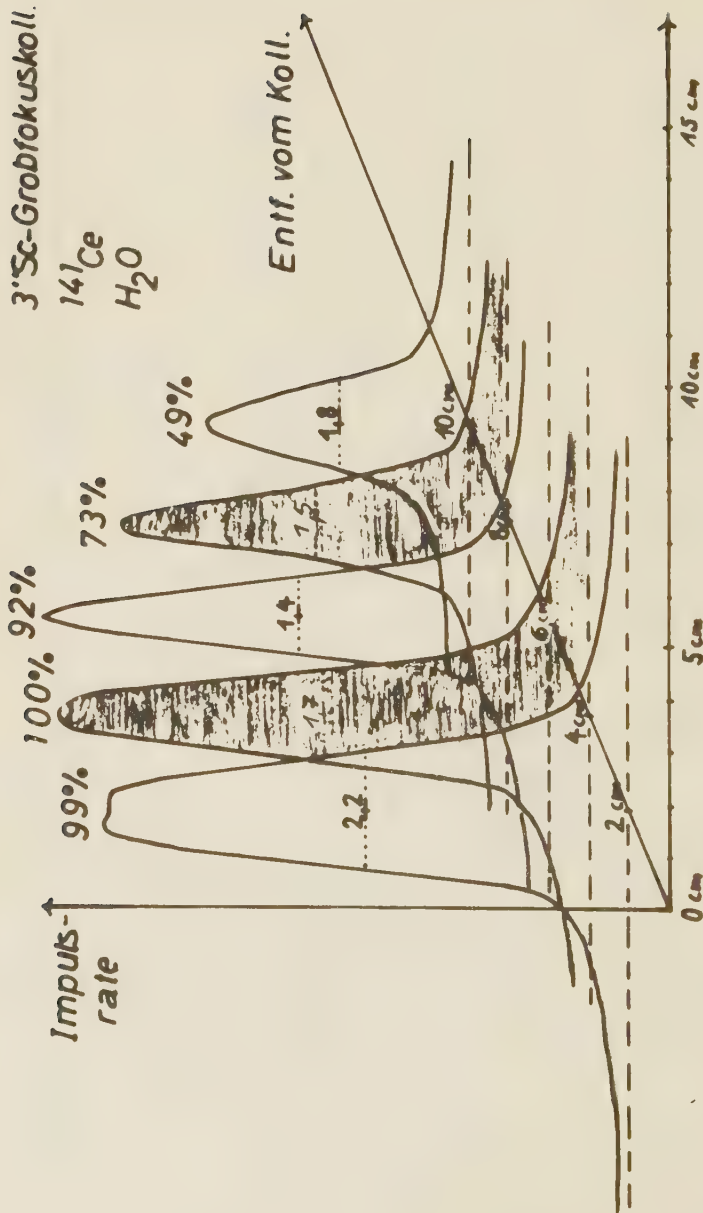


Abb. 4

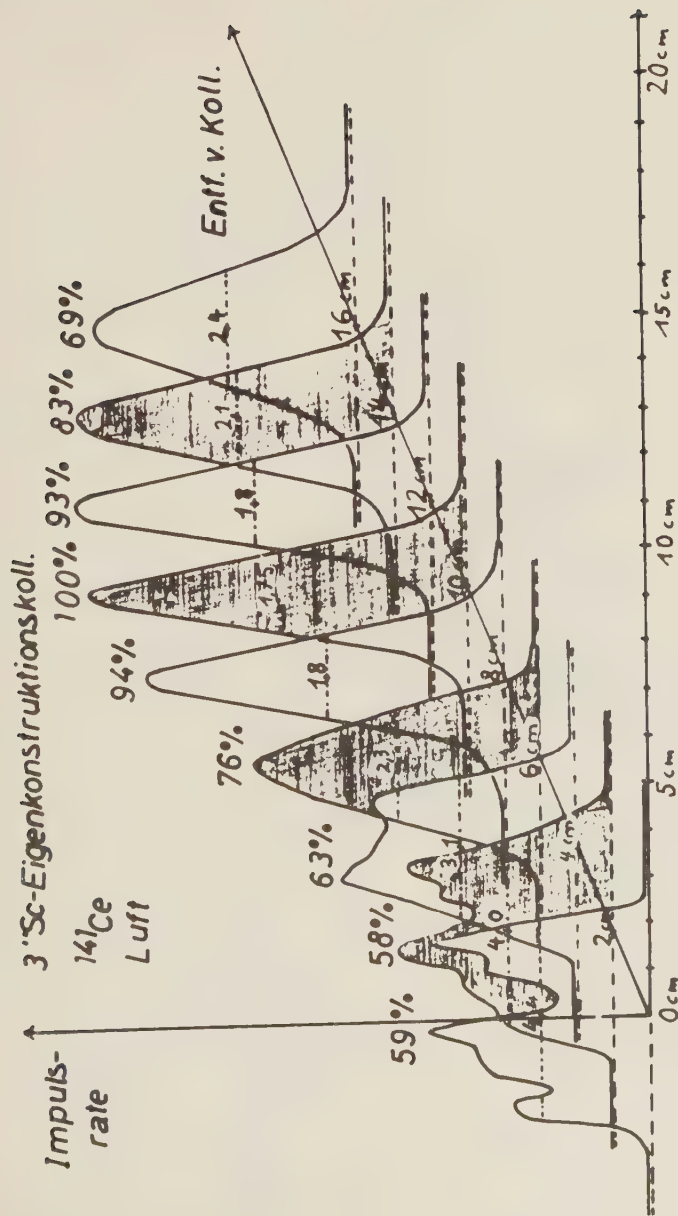


Abb. 5

^{32}Sc -Eigenkonstruktionskoll.

^{14}Ce

H_2O

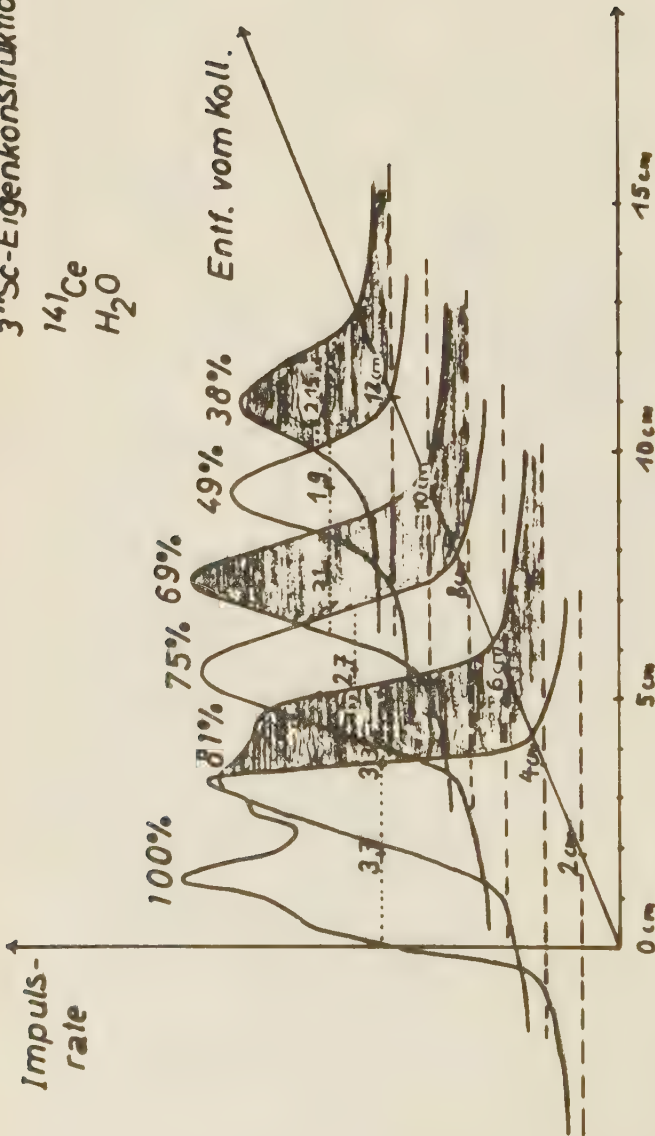


Abb. 6

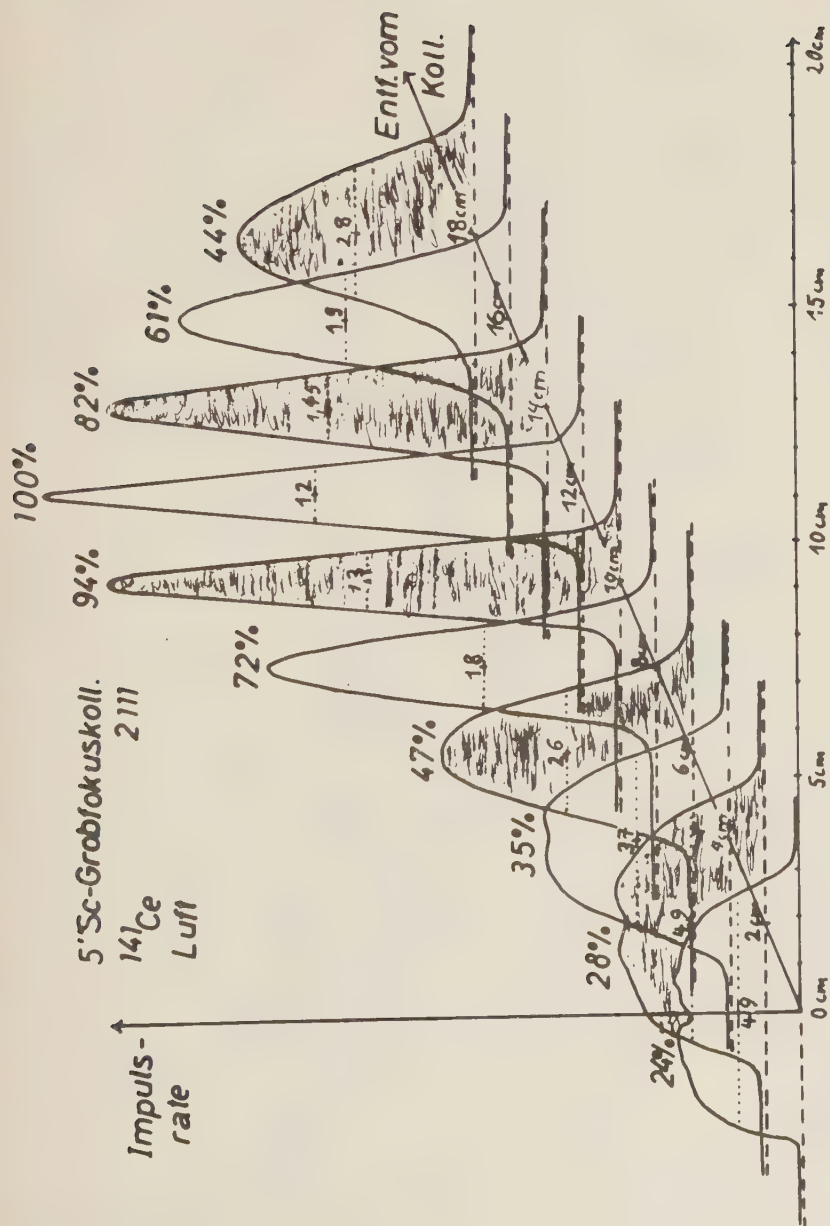


Abb. 7

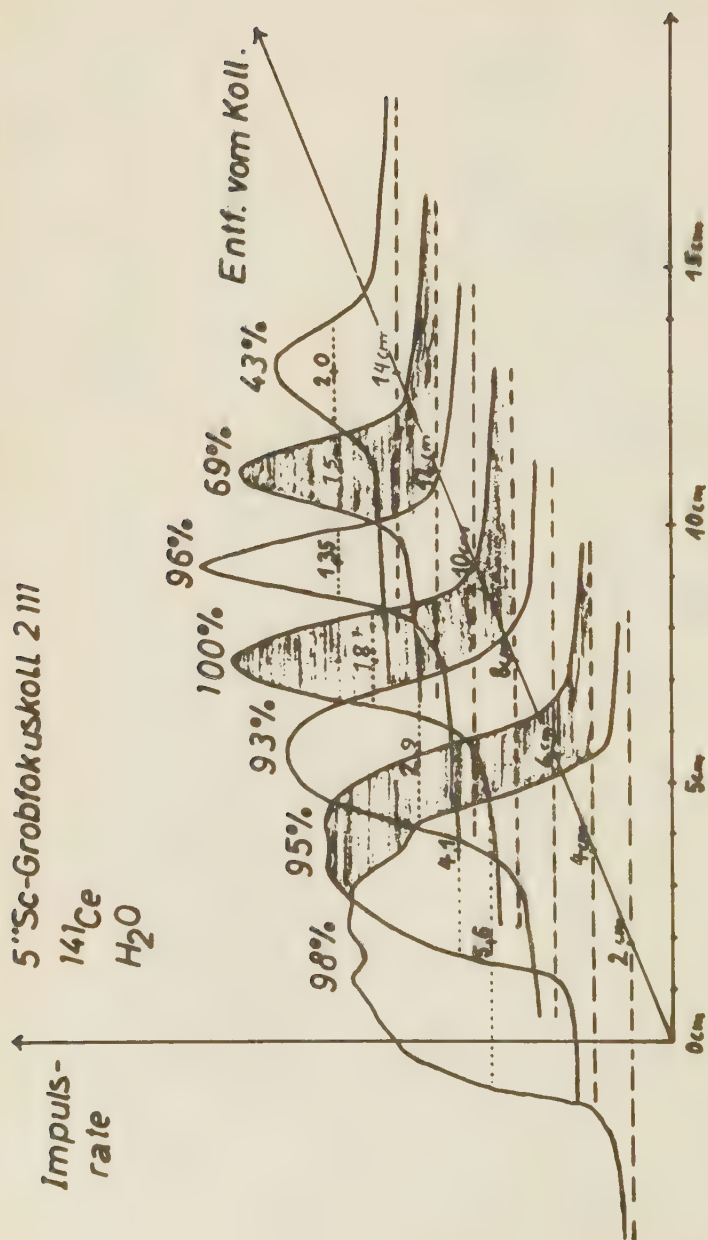


Abb. 8

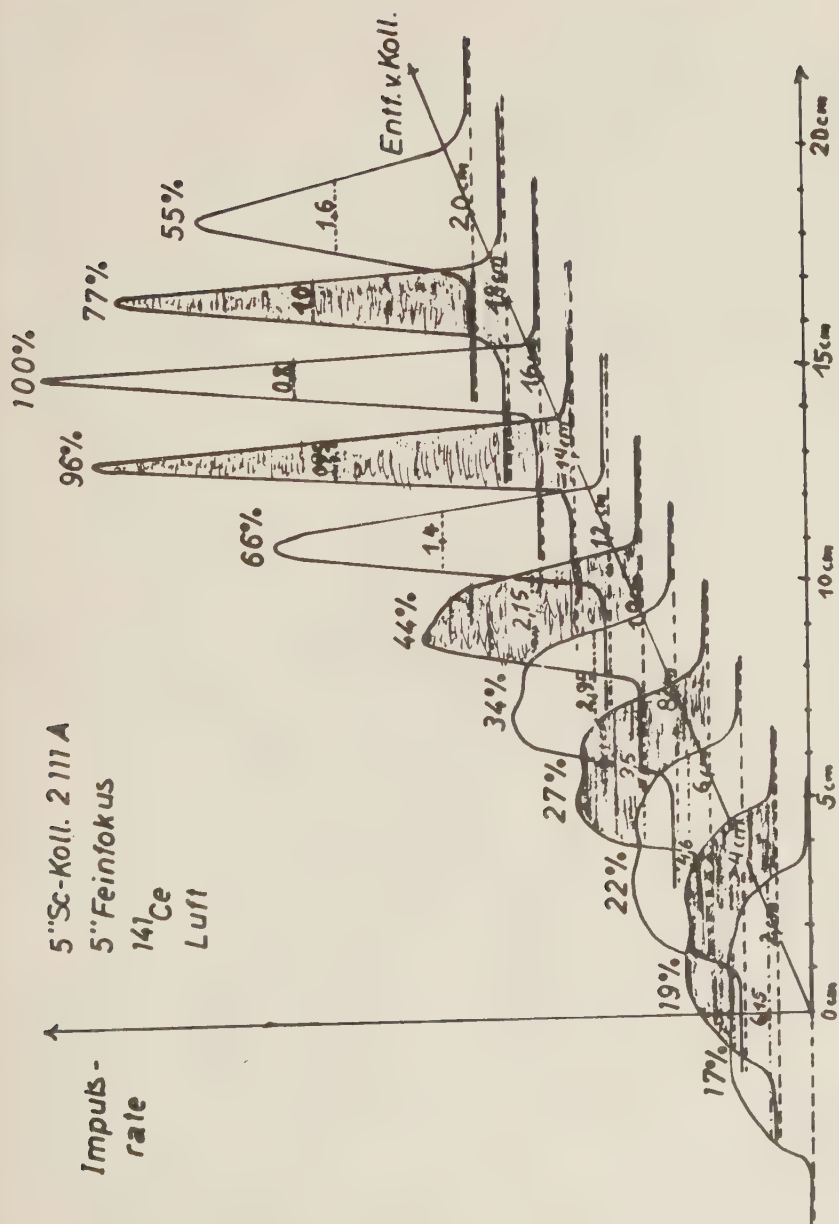


Abb. 9

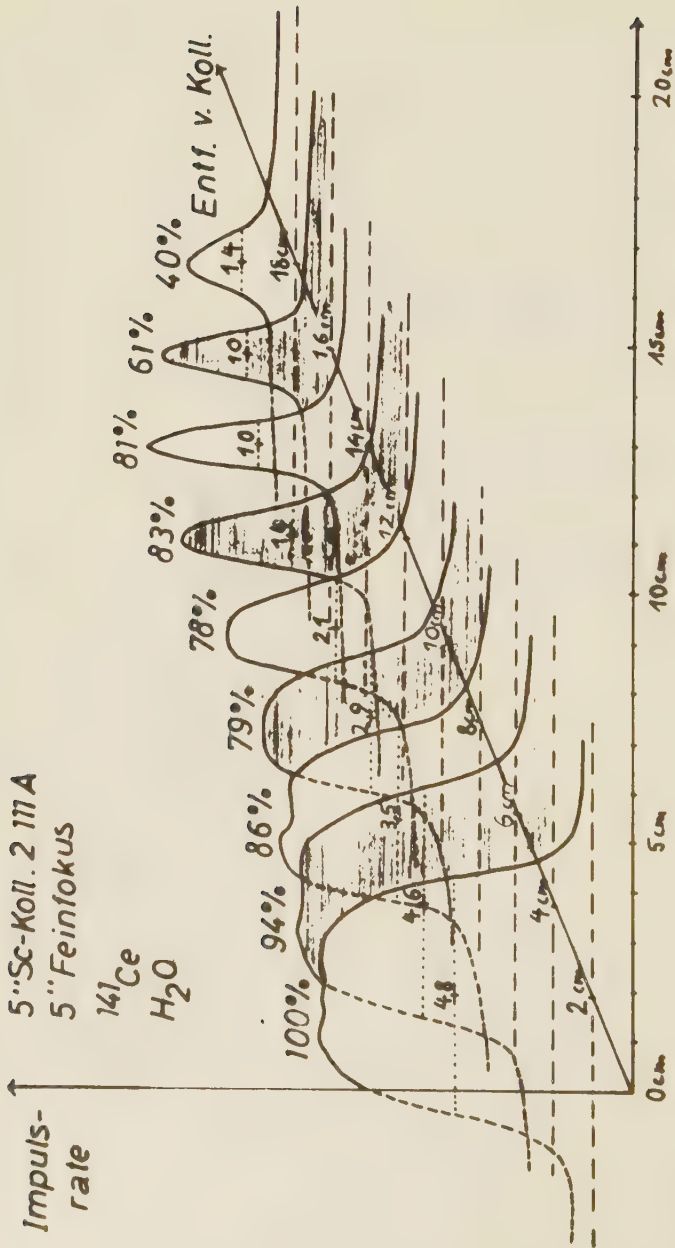


Abb. 10

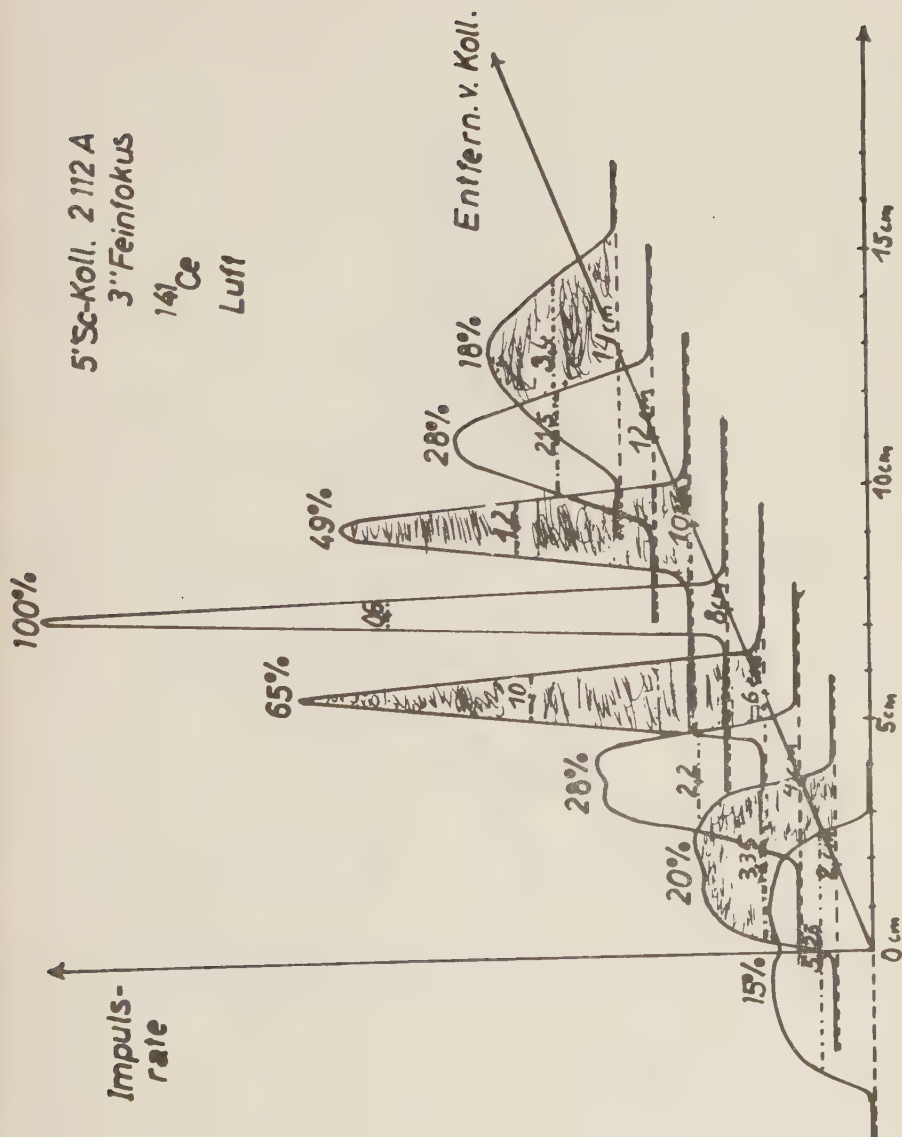


Abb. 11

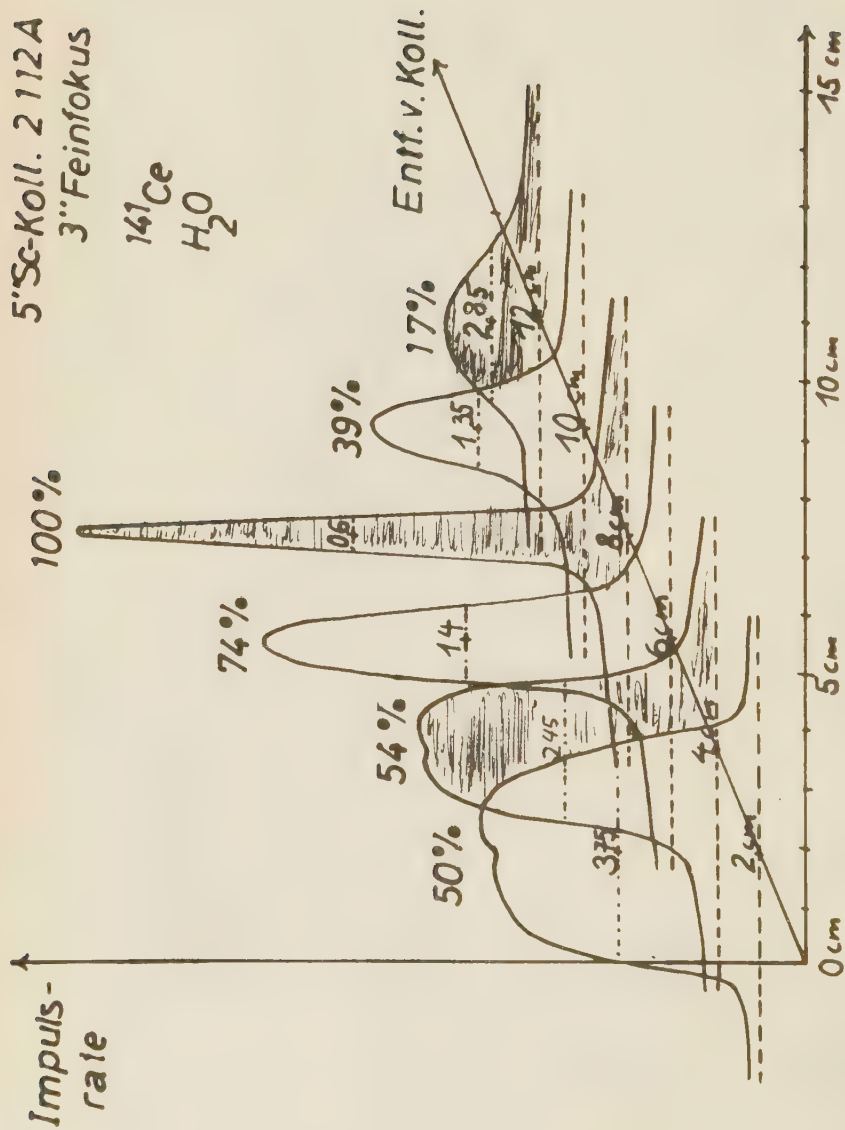


Abb. 12

5" Sc-Koll. 2114 A
3" Feinfokus

^{141}Ce
Luft

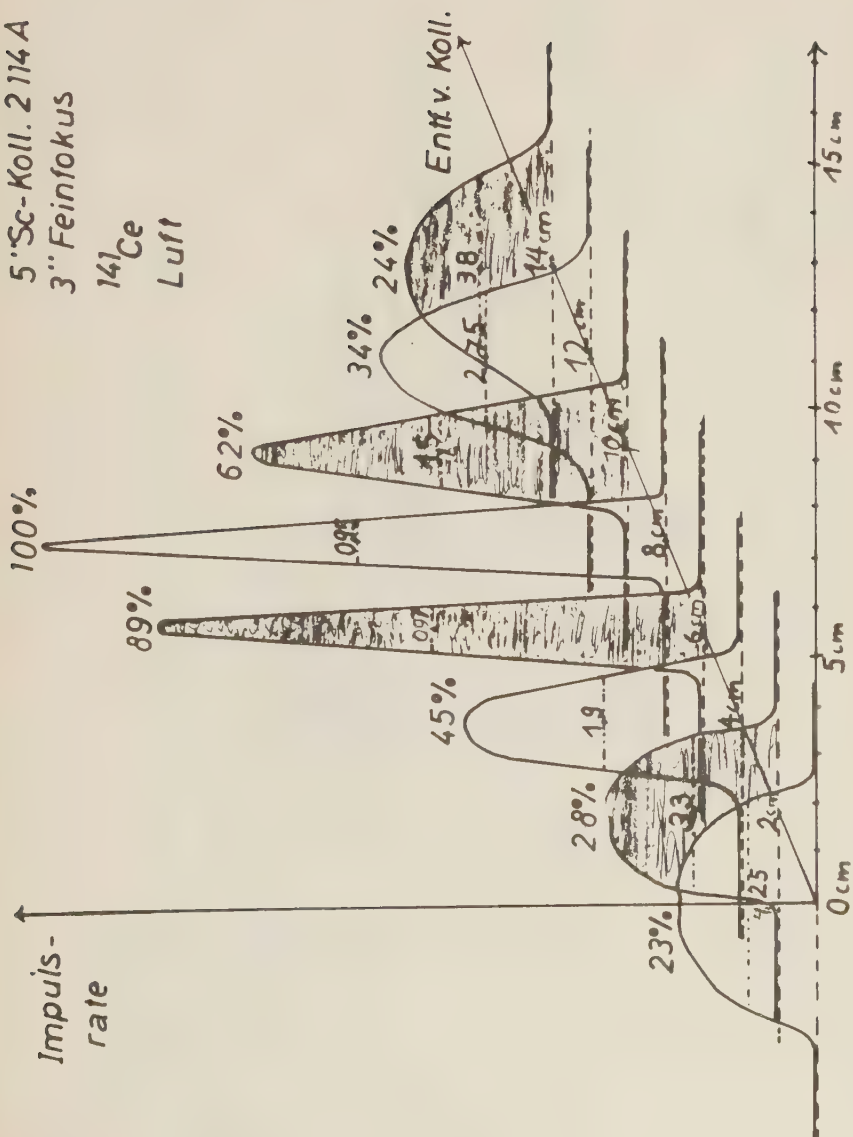


Abb. 13

5' Sc-Koll. 2 114 A
3'' Feinfokus

^{141}Ce
 H_2O

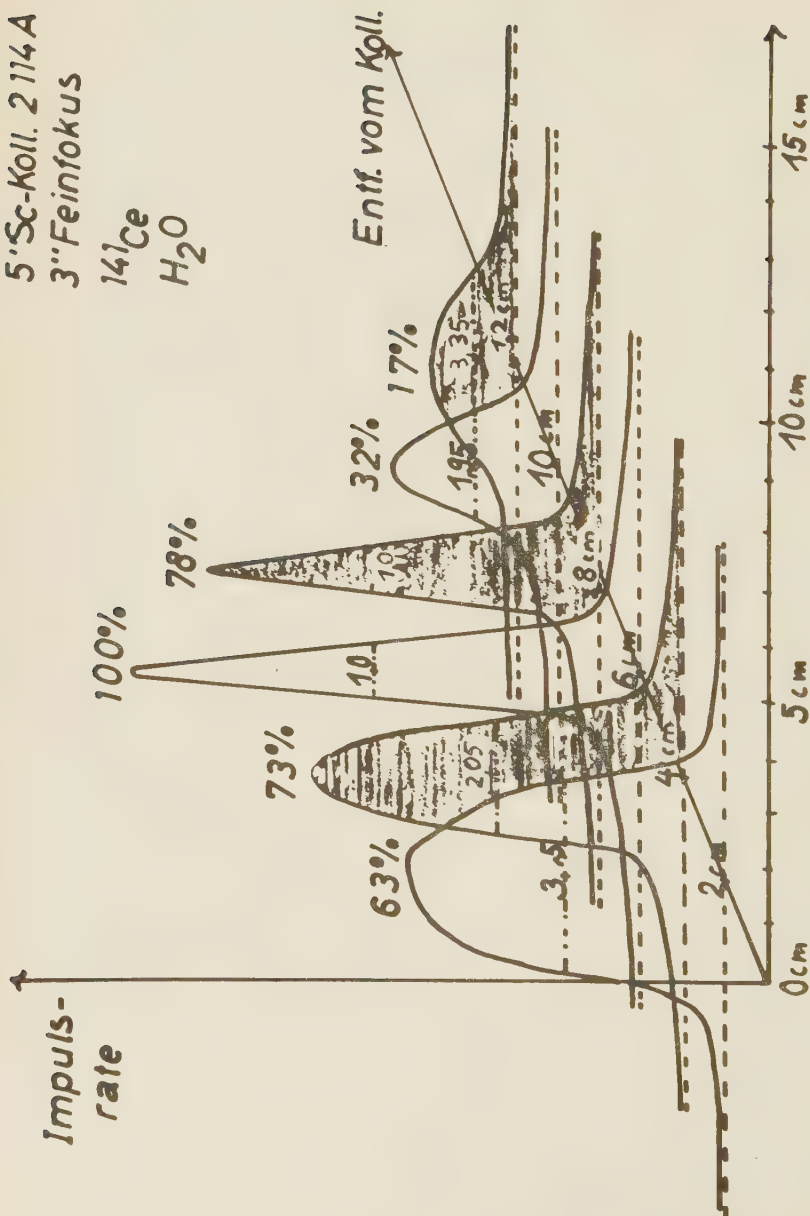


Abb. 14

5"Sc-Koll. 2114 B
3" Grobfokus

^{141}Ce
Luft

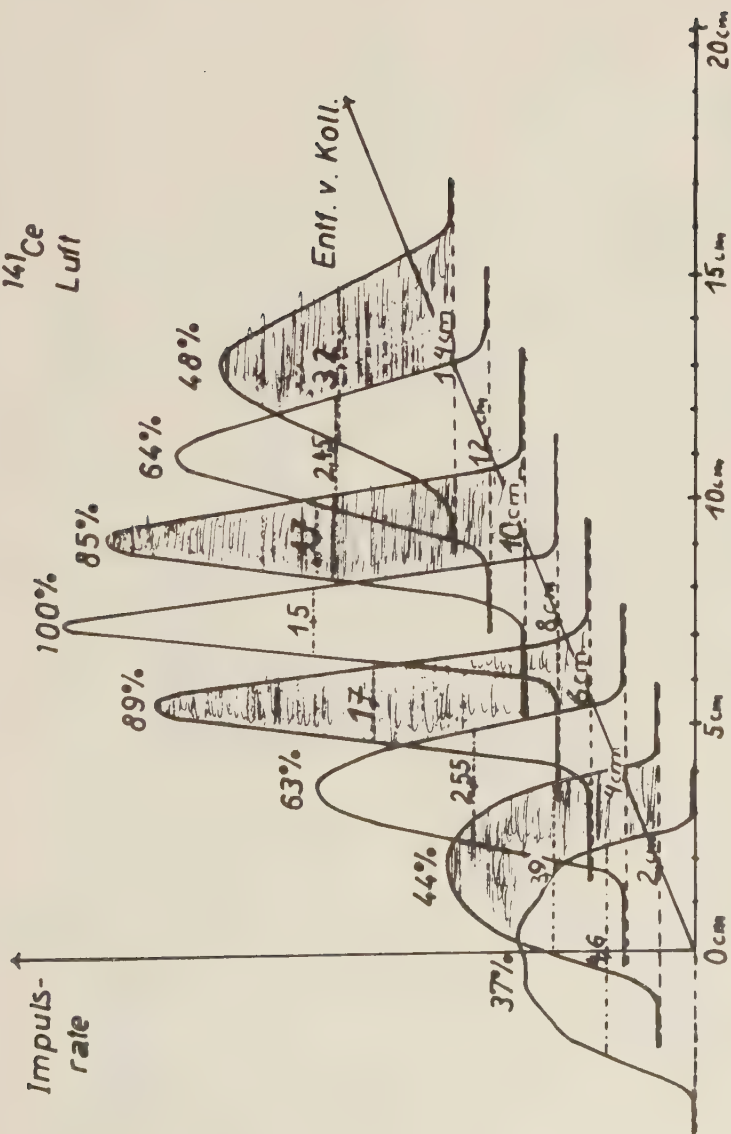


Abb. 15

5"Se-Koll. 2 114 B
3"Grobfokus

^{141}Ce
 H_2O

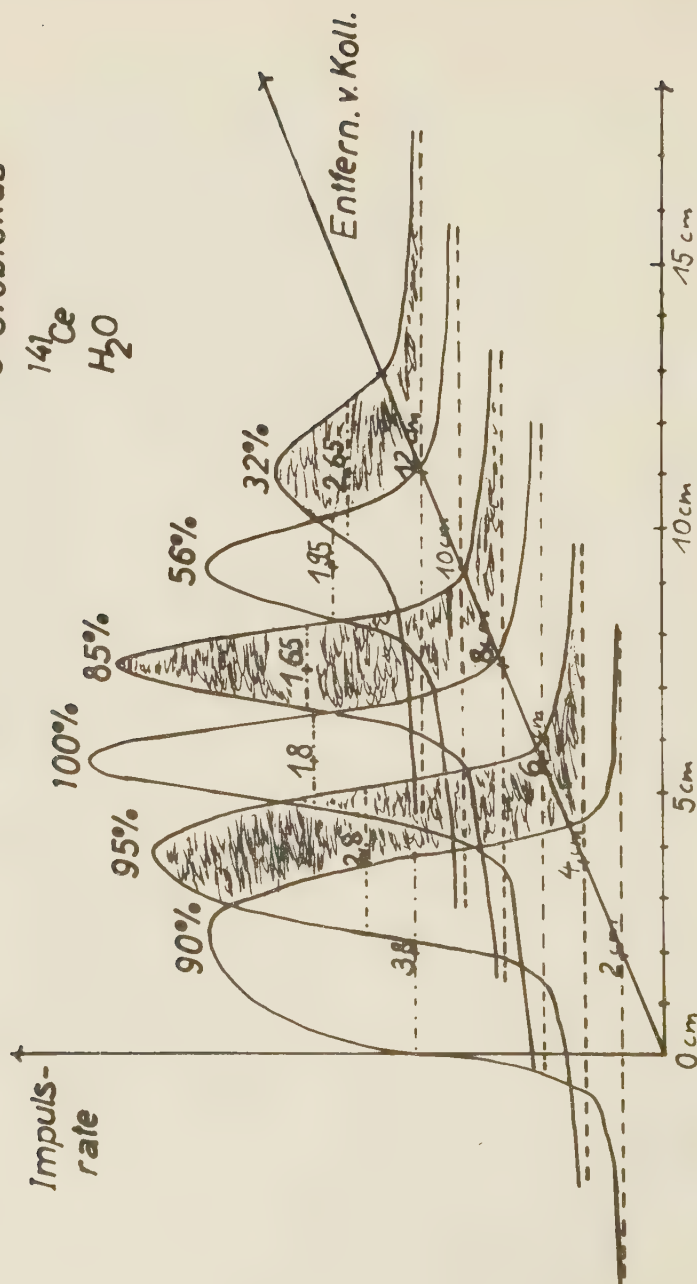


Abb. 16

3 SC-Feinmorskor.

 ^{131}J

Luft

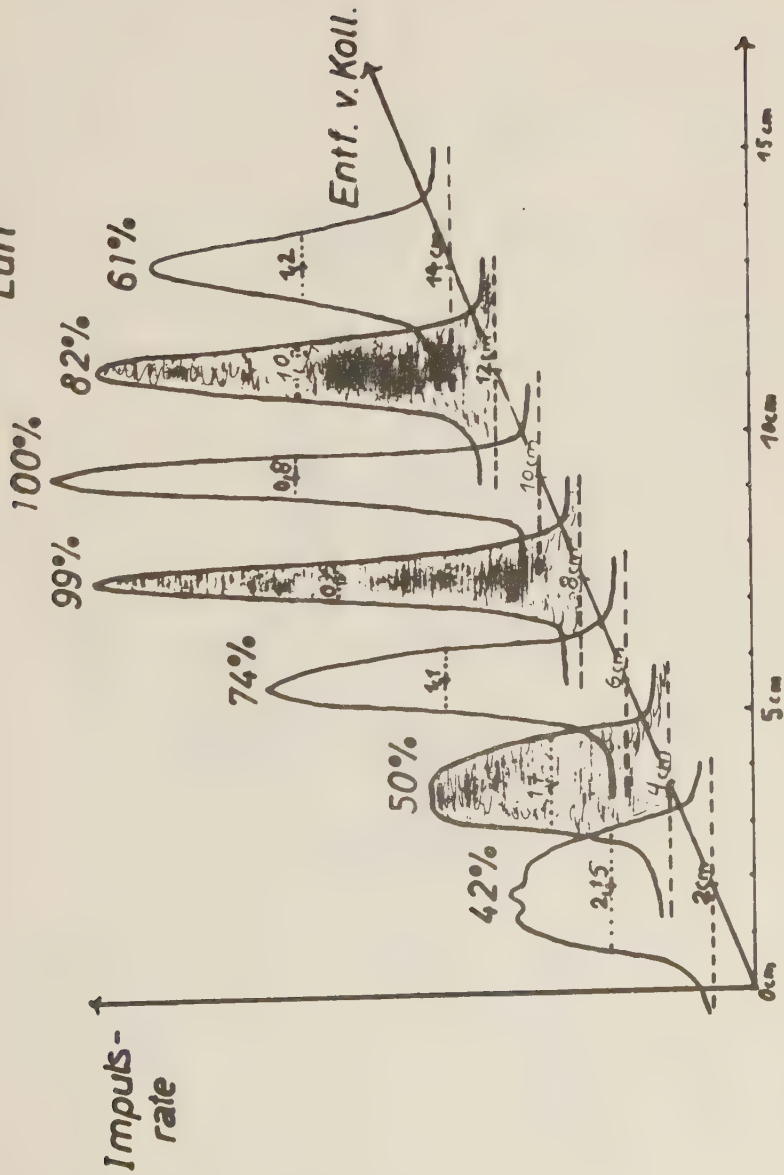


Abb. 17

$3''\text{Sc-Feinfokuskoll.}$
 ^{131}J
 H_2O

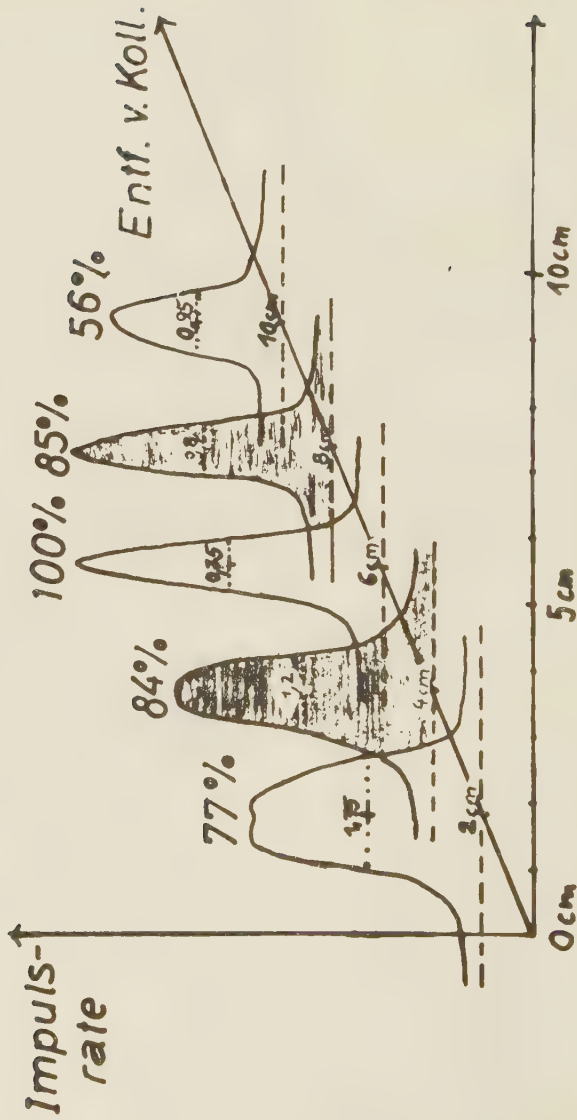


Abb. 18

3 Sc-Großtauskoll.
Bj
Luff

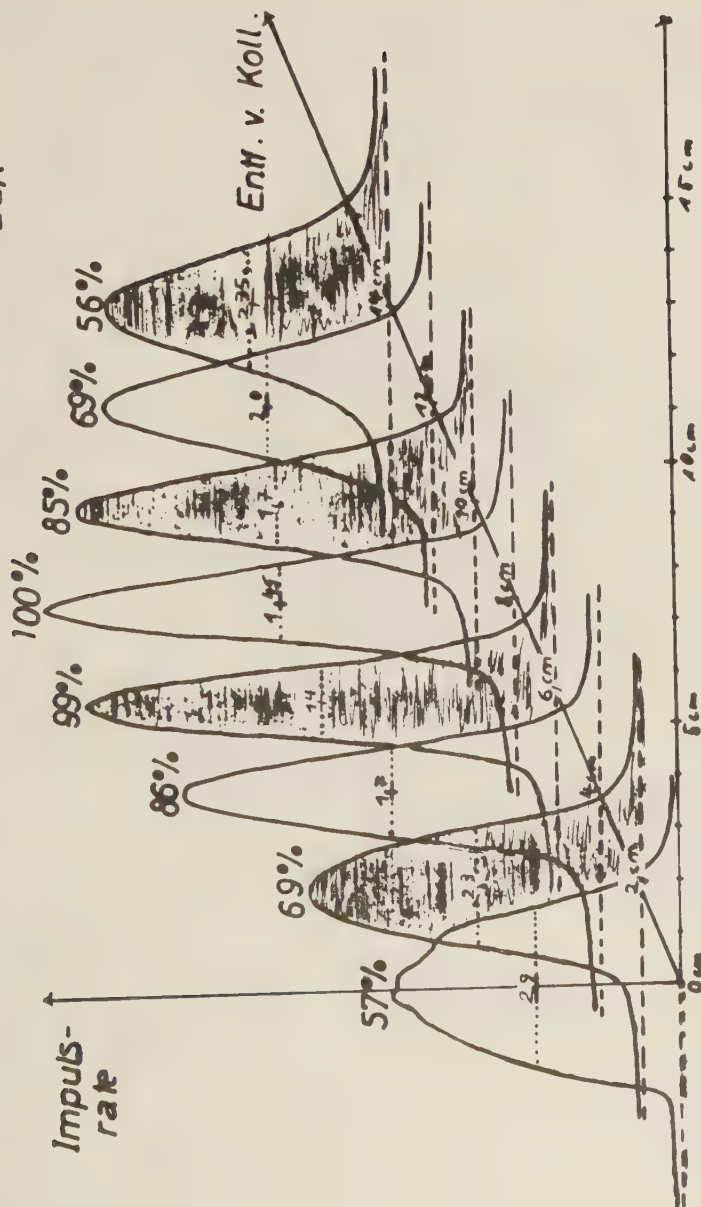


Abb. 19

3^mSc -Grobfokus koll.

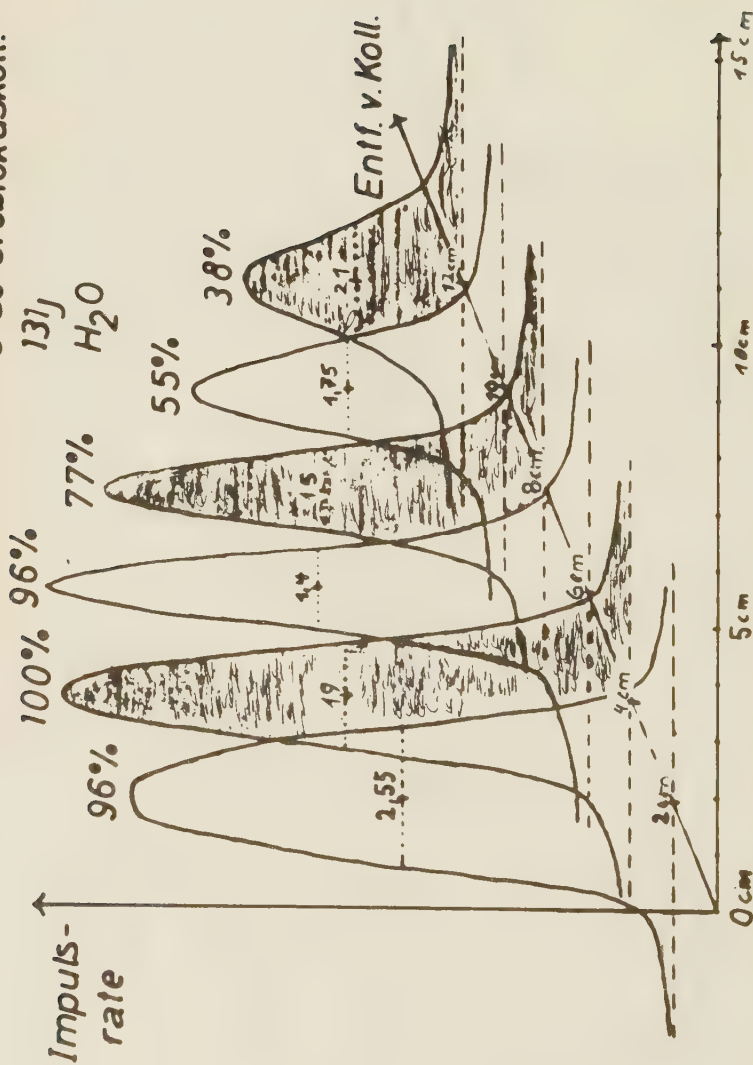


Abb. 20

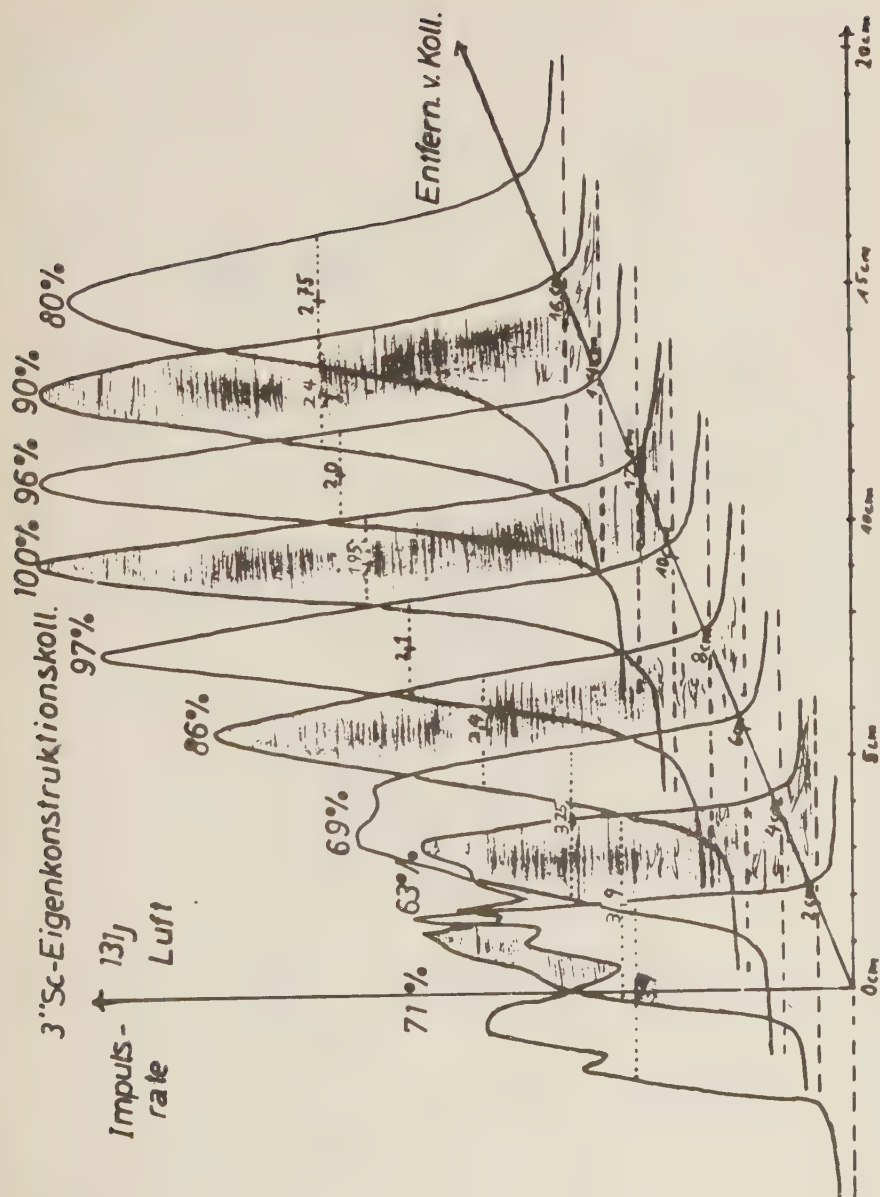


Abb. 21

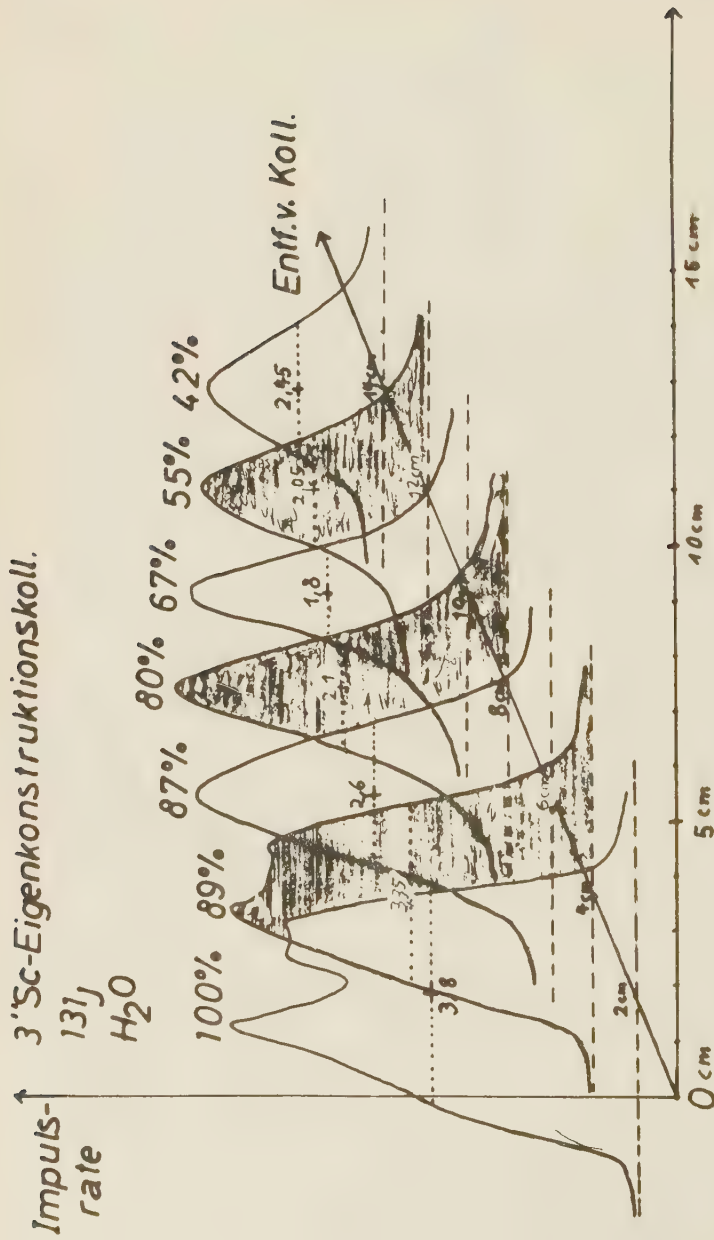


Abb. 22

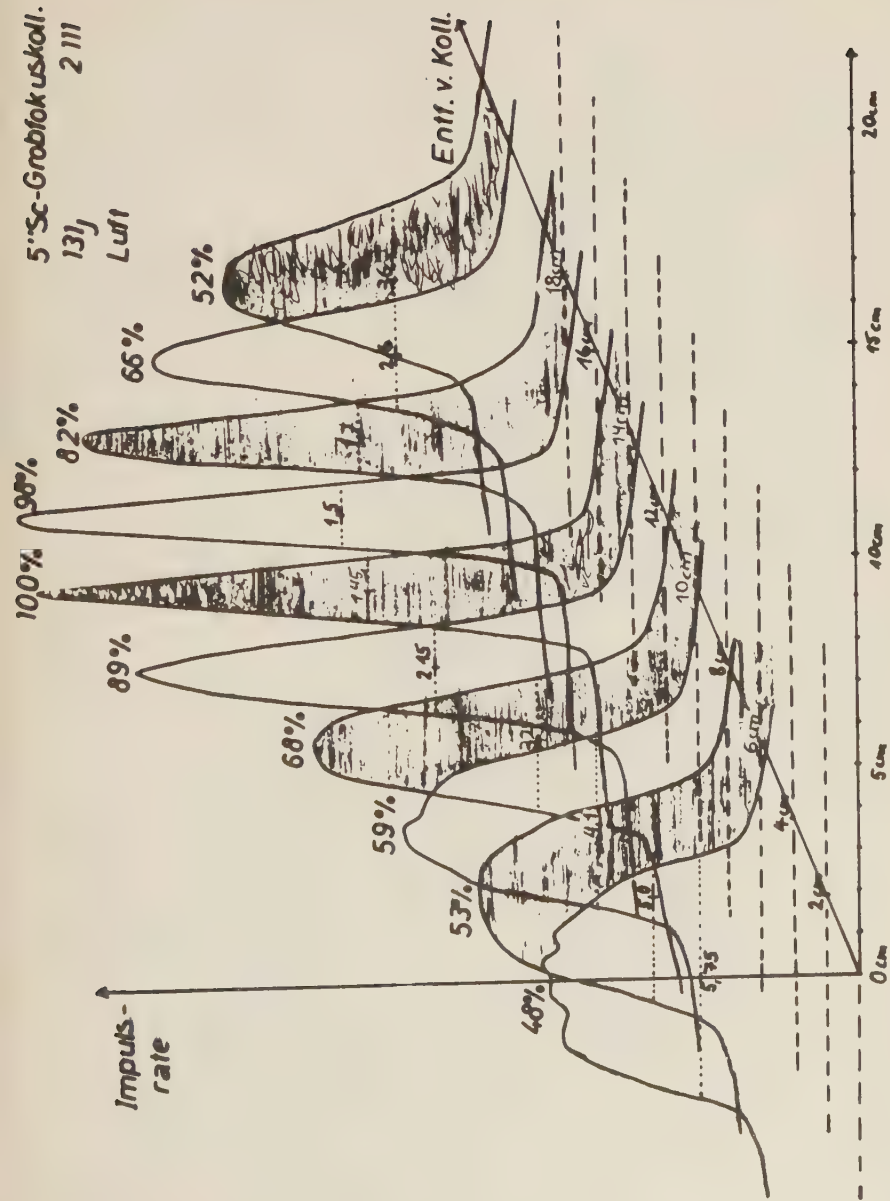


Abb. 23

5"Sc-Grobfokus koll. 2 III

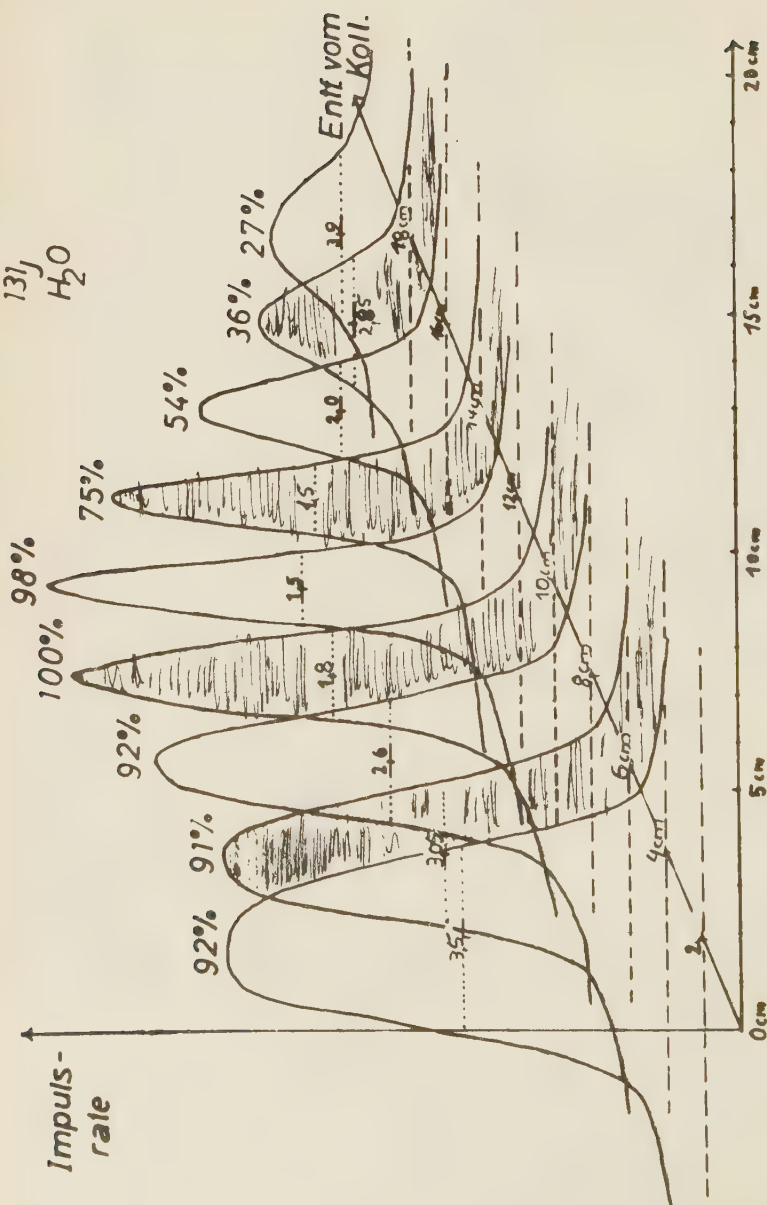
 ^{131}I
 H_2O 

Abb. 24

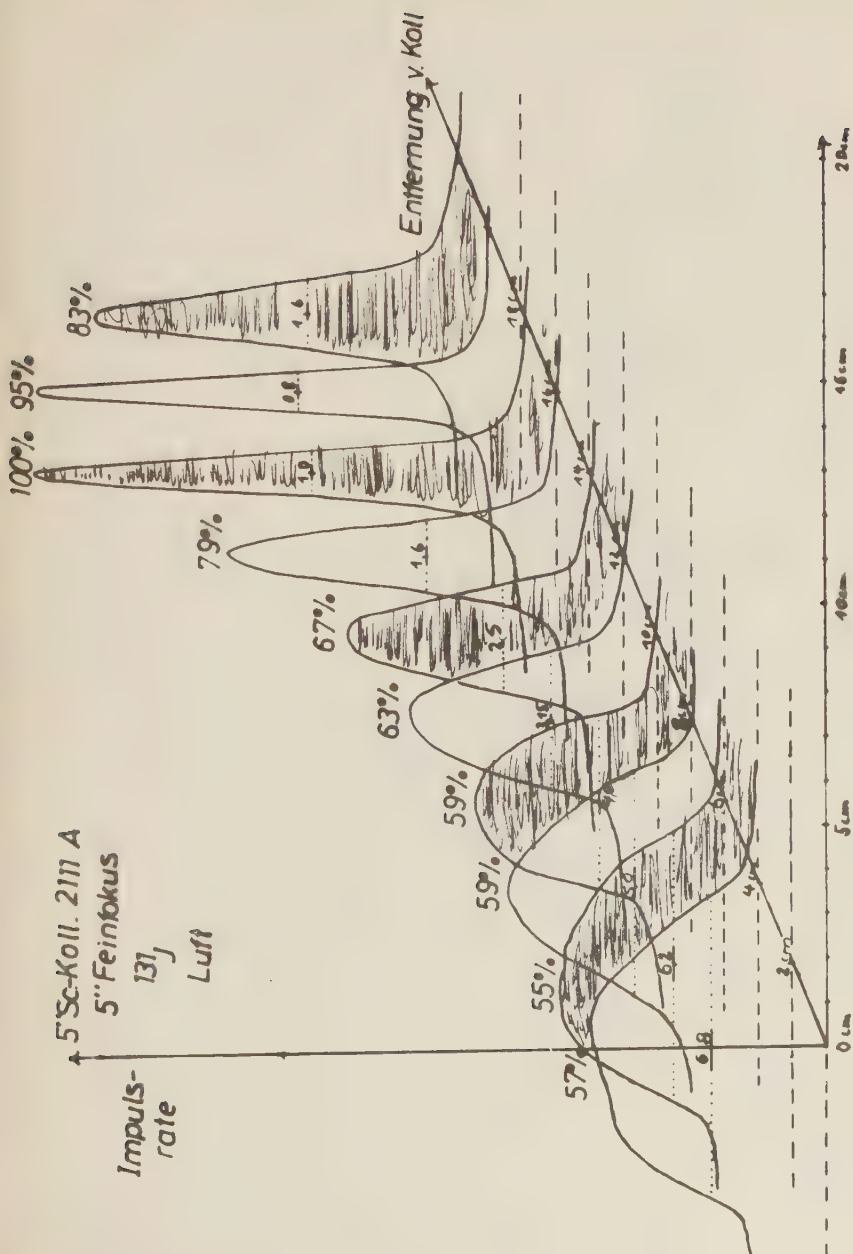


Abb. 25

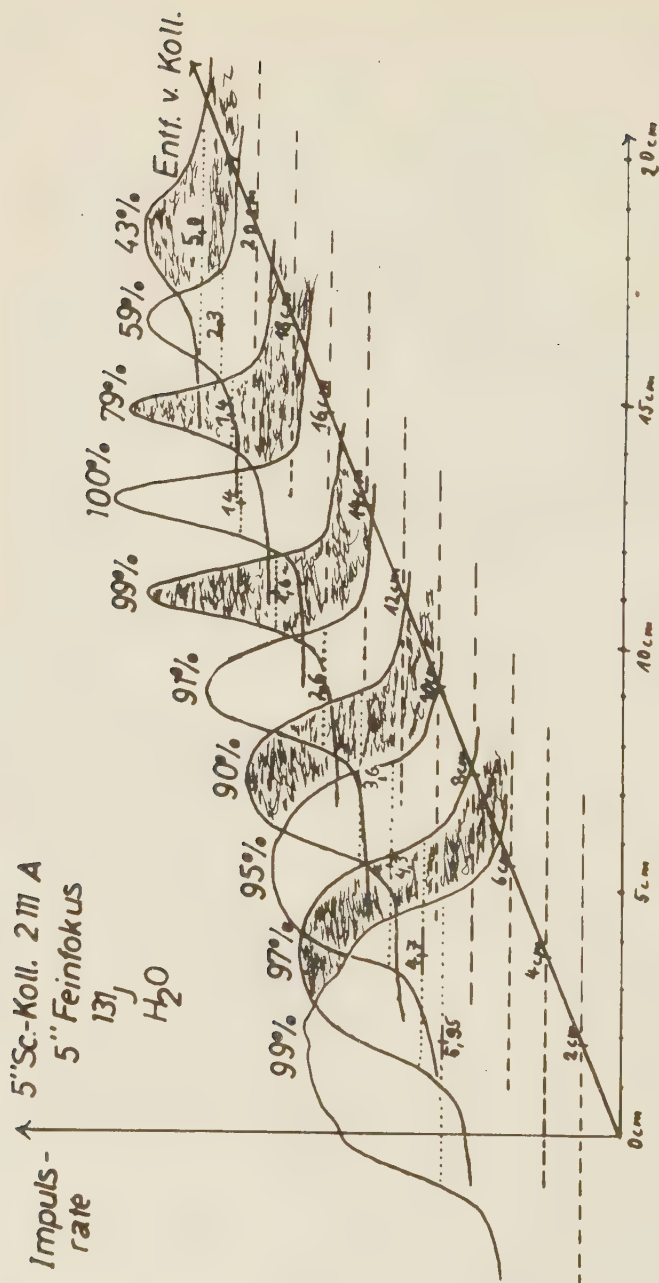


Abb. 26

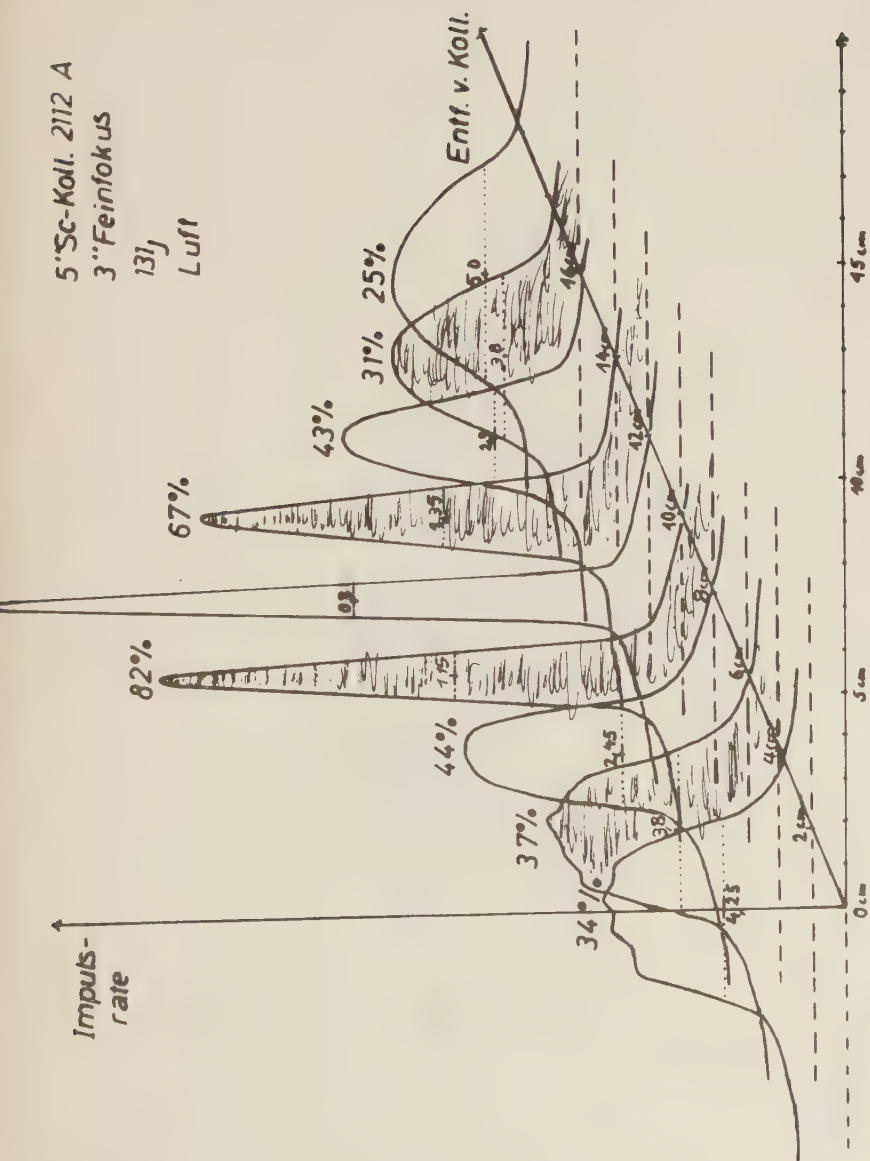


Abb. 27

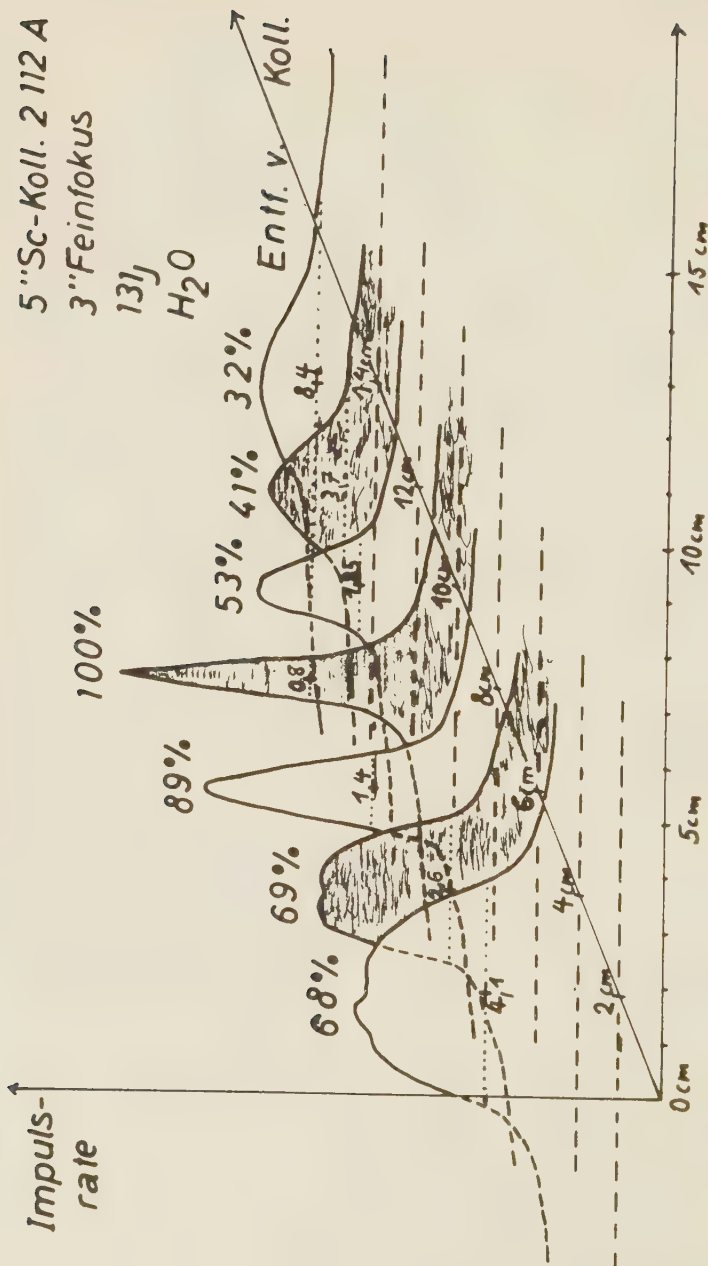


Abb. 28

5" Sc-Koll. 2 114 A
 3" Feinfokus
 131_J
 Luft

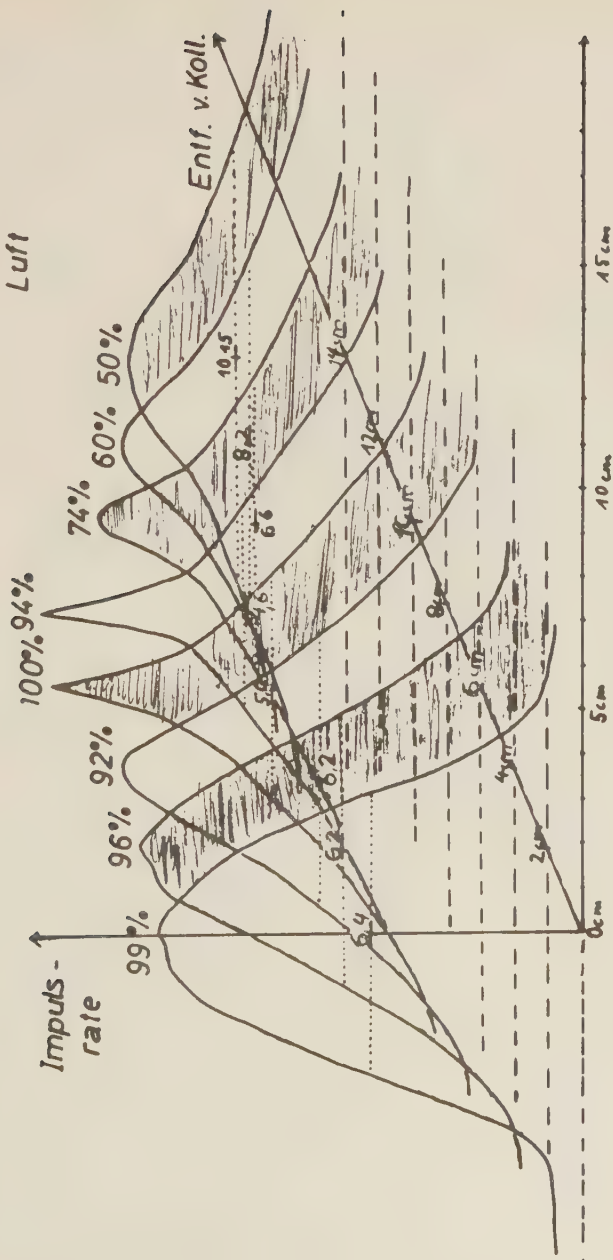


Abb. 29

5"Sc-Koll. 2114 A

3"Feinfokus

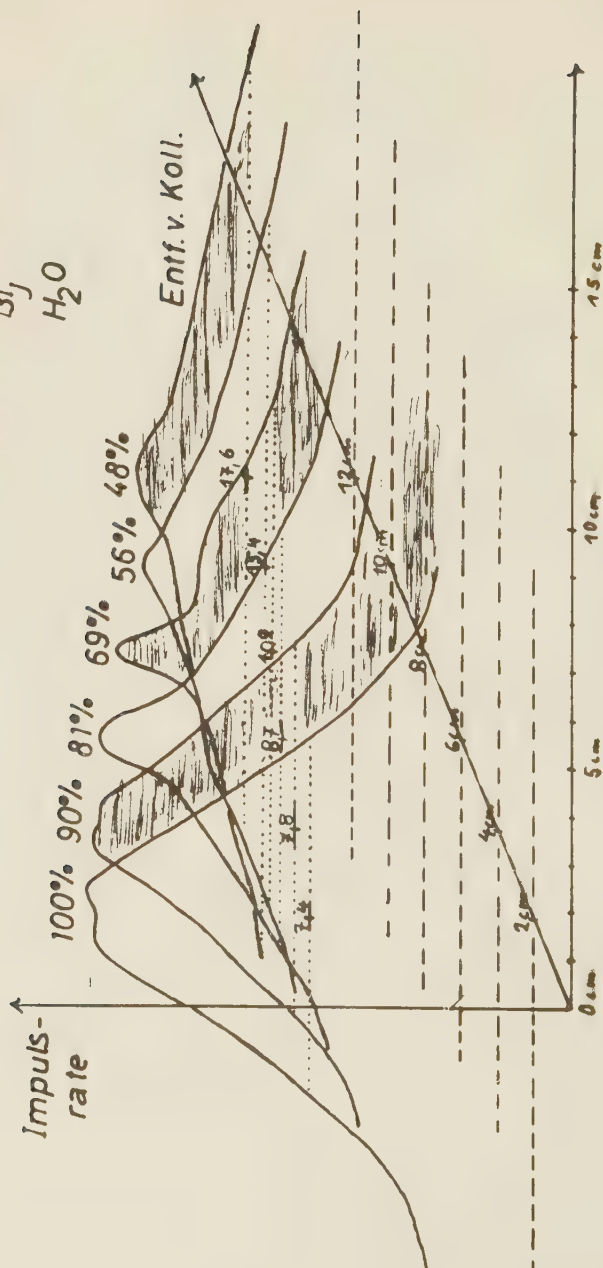
 $^{131}_{53}\text{I}$ H_2O 

Abb. 30

5'Sc-Koll. 2 114 B
3"Großfokus
 ^{131}I
Luft

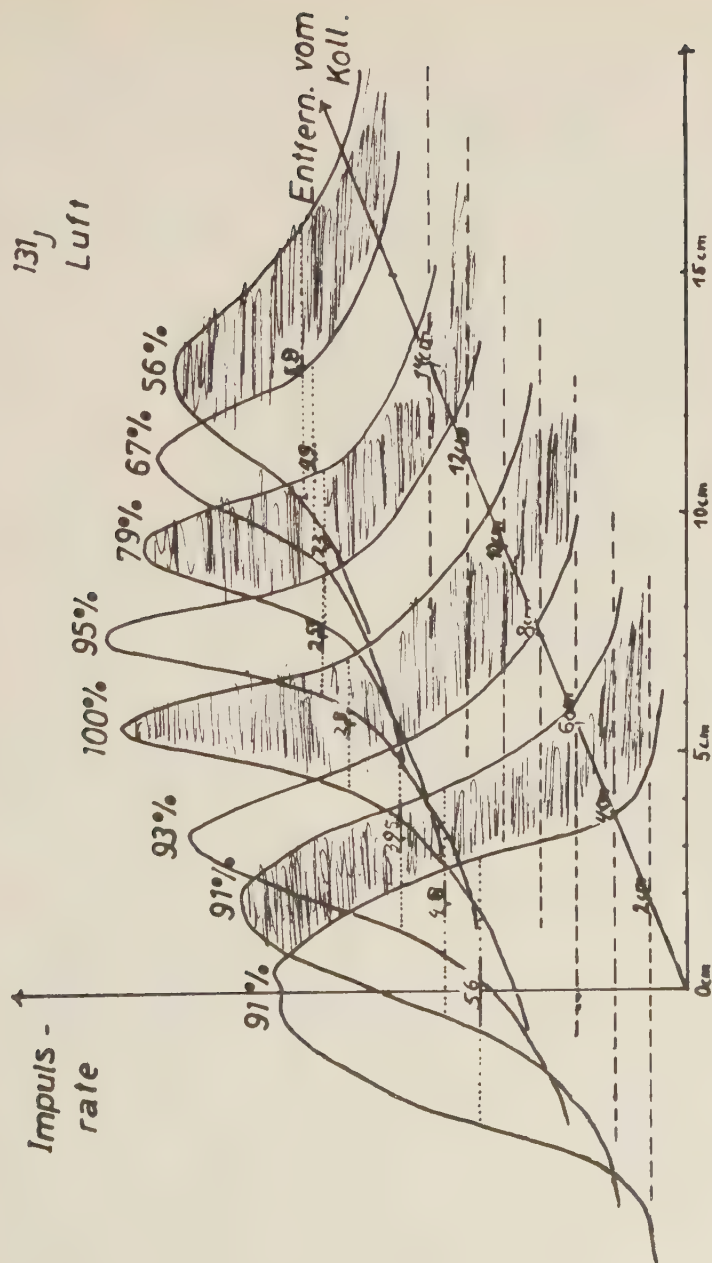


Abb. 31

5'Sc-Koll. 2114 B
3"Grobfokus
 $^{131}_{\text{I}}$
 H_2O

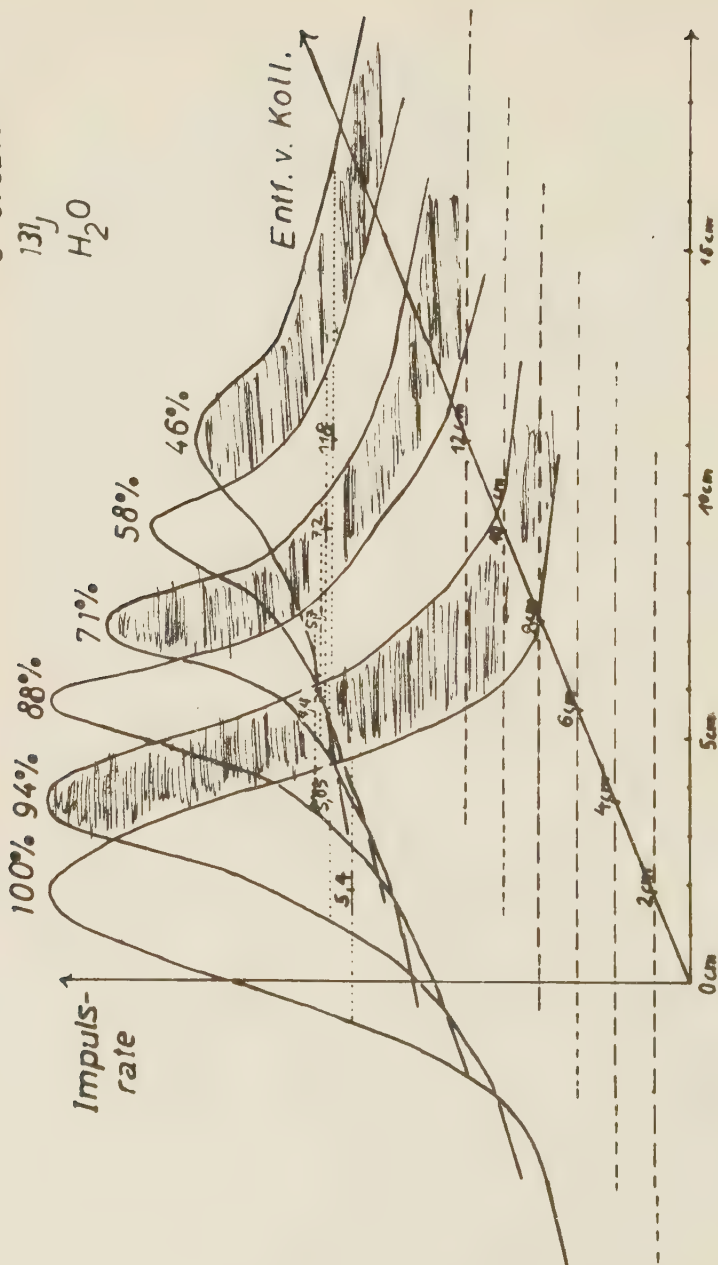


Abb. 32

Diskussion

Die Güte eines szintigraphischen Systems wird im wesentlichen durch die Auflösung und die Nachweisempfindlichkeit bestimmt. Beide Größen sind jedoch miteinander verknüpft, da die Empfindlichkeit das Gesamtauflösungsvermögen, d.h. die Nachweisbarkeit von Aktivitätsdifferenzen beeinflusst. Man ist daher allgemein überein gekommen, das Auflösungsvermögen, soweit es durch geometrische Gegebenheiten beeinflusst wird, und die Nachweisempfindlichkeit getrennt zu bestimmen. Aus der Kombination beider Größen ergibt sich dann die Nachweisbarkeit. Das geometrische Auflösungsvermögen ist dann durch die Auflösung ohne Berücksichtigung der statistischen Schwankungen des radioaktiven Zerfalls, d.h. bei hohem Photonenfluß, gegeben. Es wird definiert durch die Halbwertsbreite einer Punktquellen- oder auch Linienquellenfunktion in der entsprechenden Entfernung vom Kollimator. Zur Charakterisierung des geometrischen Auflösungsvermögens kann die Schar der Linienquellenfunktionen in verschiedenen Abständen vom Kollimator dienen. Entsprechend einem Vorschlag von HINE (8) werden diese Funktionen in einem quasi-dreidimensionalen Diagramm aufgetragen. Der Einfluß der Absorption auf die Auflösung und auch die relative Tiefenempfindlichkeit kann durch Messungen in einem absorbierendem Medium untersucht werden.

Eine Betrachtung der im Rahmen dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse, die in den Abbildungen 1 - 32 wiedergegeben sind, zeigt, daß im allgemeinen die Stelle der höchsten Empfindlichkeit mit dem geometrischen Fokus des Kollimators zusammenfällt. Ebenso erreicht die geometrische Auflösung in Luft im allgemeinen im Empfindlichkeitsmaximum ihr Optimum. Die Absorption der Gamma-Strahlung in Wasser wirkt sich bei den verschiedenen Substanzen und auch bei verschiedenen Kollimatoren unterschiedlich aus. Im allgemeinen ist der Einfluß bei Verwendung von ^{141}Ce größer, was bei der relativ weichen Strahlung dieses Isotops von vornherein zu erwarten war. Allerdings sind die Veränderungen nicht so ausgeprägt wie bei der Verwendung von ^{197}Hg (11). Die Lage der Stelle optimaler Auflösung ändert sich fast gar nicht, auch die

Auflösungsstrecke selbst wird durch die Absorption nur wenig beeinflusst. Dagegen wird das Empfindlichkeitsmaximum zum Teil stark in Richtung Kollimatoroberfläche verschoben. Die Empfindlichkeit wird in größerer Entfernung bei der Messung von ^{141}Ce zum Teil stark herabgesetzt. So sinkt bei dem Feinfokuskollimator 2112 B in 10 cm Entfernung die relative Empfindlichkeit von 76 % auf 45 %, bei der Eigenkonstruktion für den 3"-Scanner rückt das Maximum bei der Messung in Wasser an die Kollimatoroberfläche heran, die Empfindlichkeit in 10 cm Tiefe geht von 100 % auf 69 % zurück. Das Ziel, mit diesem Kollimator eine einigermaßen konstante Empfindlichkeit und Auflösung über einen größeren Tiefenbereich zu erhalten, wurde also nur sehr bedingt erreicht. Bei den Kollimatoren 2111 und 2111 A tritt durch die Absorption bei Verwendung von ^{141}Ce ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) eine starke Nivellierung der Empfindlichkeit über einen größeren Tiefenbereich ein, ohne daß die geometrische Auflösung davon sonderlich beeinflusst wird. Dagegen bleibt bei den Kollimatoren 2112 A und 2114 A auch bei Messung in Wasser ein relativ scharfes Maximum erhalten. Dies ist dadurch erklärlich, daß es sich hierbei um verhältnismäßig scharf fokussierte Kollimatoren handelt, bei denen also die Entfernung zum Objekt besonders genau eingehalten werden muß. Bei dem größeren Kollimator 2114 B ist dieser Effekt nicht so ausgeprägt.

Bei der Anwendung von ^{131}J zeigt sich bei den Kollimatoren 2112 B und 2107 für den 3"-Scanner nur ein geringer Einfluß der Absorption, bei dem letzteren rückt das Empfindlichkeitsmaximum relativ nahe an den Kollimator heran. Bei der Eigenkonstruktion kann man den gleichen Effekt wie bei ^{141}Ce beobachten, daß nämlich eine starke Nivellierung der Empfindlichkeit in der Nähe des Kollimators eintritt, wenn auch der Abfall in der Tiefe nicht so steil ist. Für die Kollimatoren 2111 und 2111 A gilt das gleiche wie bei der Anwendung von ^{141}Ce . Schließlich bleibt auch für den Kollimator 2112 A ein relativ scharfes Maximum auch bei Absorption erhalten. Ein Blick auf die Diagramme für die Kollimatoren 2114 A und 2114 B bei der Verwendung von ^{131}J (Abb. 29 bis 32) zeigt sofort, daß diese Kollimatoren für dieses Isotop nicht verwendet werden können. Die Linienquellenfunktionen sind insgesamt

sehr breit und besitzen lange, nach den Seiten auslaufende "Schwänze". Die Septen dieser Kollimatoren sind für die Gamma-Strahlung des ^{131}J mit 364 keV zu dünn, so daß ein Teil der Strahlung diese Septen ohne merklichen Energieverlust durchsetzen kann.

Aus den kurvenmäßigen Darstellungen der Linienquellenfunktionen mit und ohne Einfluß eines absorbierenden Mediums sowie den Werten der Tabelle 2 läßt sich in jedem Einzelfall ablesen, für welches Objekt und welche Tiefenlage des Objektes im Gewebe ein bestimmter Kollimator verwendet werden kann.

Zusammenfassung

Wesentliche Charakteristika eines szintigraphischen Systems sind Nachweisempfindlichkeit und geometrisches Auflösungsvermögen der benutzten Detektor-Kollimator-Kombination. Das geometrische Auflösungsvermögen - definiert als Halbwertsbreite der Punktquellen- oder Linienquellenfunktion - läßt sich mit Hilfe der von HINE (8) angegebenen Methode in Abhängigkeit vom Abstand zur Kollimatoroberfläche bestimmen und graphisch darstellen.

Zweck der vorliegenden Arbeit war es, das geometrische Auflösungsvermögen bei zwei handelsüblichen Szintigraphie-Geräten mit verschiedenen Kollimatoren für die Radioisotope ^{131}J und $^{99\text{m}}\text{Tc}$ zu bestimmen, die beide in der Nuklearmedizin eine erhebliche Rolle spielen. Aus meßtechnischen Gründen wurde für die Experimente an Stelle von $^{99\text{m}}\text{Tc}$ das Isotop ^{141}Ce benutzt, das die gleiche Gamma-Energie wie jenes emittiert. Um den Einfluß der Absorption zu untersuchen, wurden die Messungen sowohl mit den Quellen in Luft als auch in Wasser durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigen, daß das geometrische Auflösungsvermögen sowohl von der Kollimatkonstruktion, als auch von der Energie der Strahlung abhängt, wenig dagegen von dem Vorhandensein eines absorbierenden Mediums. Die Absorption beeinflusst aber die Tiefenempfindlichkeit erheblich, insbesondere für den relativ weichen Strahler ^{141}Ce . Zwei der Kollimatoren sind für ^{131}J ungeeignet, da die Septen dieser Kollimatoren für die Gamma-Energie des Radiojods zu dünn sind. Aus den graphischen Darstellungen lassen sich relative Empfindlichkeit und Auflösungsvermögen als Funktion der Entfernung zur Kollimatoroberfläche leicht ablesen und damit die Eignung der Kollimatoren für bestimmte szintigraphische Probleme erkennen.

Literatur

1. BECK, R.N. Collimators for radioisotope scanning systems.
Medical Radioisotope Scanning Vol.I.
211-232
IAEA Vienna 1964
2. BECK, R.N. A theory of radioisotope scanning systems.
Medical Radioisotope Scanning Vol.I
35-56
IAEA Vienna 1964
3. BROWNELL, G.L. Theory of radioisotope scanning
Medical Radioisotope Scanning Vol.I
3-34
IAEA Vienna 1964
4. BROWNELL, G.L. Theory of isotope scanning
Medical Radioisotope Scanning 1-12
IAEA Vienna 1959
5. COURTIAL, J., GANDY, A. Note sur la sensibilité et le pouvoir resolution en scintigraphie
Medical Radioisotope Scanning Vol.I.
91-114
IAEA Vienna 1964
6. FISCHER, J., WOLF, R. Die quantitative Abschätzung der Milzgröße mit Hilfe der Szintigraphie
Dtsch.med.Wschr. 88 (1963), 1430-1437
7. HINE, G.J., VETTER, H. Evaluation of focusing collimator performance
Nucl.Med. 4 (1965), 333-340
8. HINE, G.J. Evaluation of focusing collimator performance II. Digital recording of line-source response.
Int.J.Appl.Rad.Isot. 18 (1967), 815-823

9. HINE, G. J., TSIALAS, S. P. Evaluation of focused collimator performance III. Three- and five-inch-diameter collimators for ^{131}I -J and $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Medical Radioisotope Scintigraphy Vol. I. 437-506
IAEA Vienna 1969
10. KAKEHI, H. Problems of collimation.
Medical Radioisotope Scanning 13-29
IAEA Vienna 1959
11. LUCKEY, J. Bestimmung von Kollimatorkenngrößen.
Inaugural-Diss. Mainz 1970
12. MALLARD, J. R. Medical radioisotope visualization.
Int. J. Appl. Rad. Isot. 17 (1966), 205
13. MEINIG, G. Kollimatorvergleich nach der Methode von G. J. Hine und H. Vetter.
Inaugural-Diss. Mainz 1968
14. WOLF, R. Physikalische Probleme der Leberszintigraphie.
Krebsforschung und Krebsbekämpfung 5 (1965), 207-216
15. WOLF, R. Möglichkeiten und Grenzen szintigraphischer Untersuchungsmethoden.
Habil. Schrift. Mainz 1966
16. WOLF, R. Technik der Szintigraphie.
in: FEINE, U., ZUM WINKEL, K. Nuklearmedizin. Szintigraphische Diagnostik.
Georg Thieme Stuttgart 1969, 21-70
17. WOLF, R., FISCHER, J. Physikalische Probleme der Milzsintigraphie.
Fortschr. Röntgenstr. 102 (1965), 319-330

Mein Dank gilt

Herrn Professor Dr. Rudolf Wolf, der mir dieses Thema überließ und mich bei auftretenden Fragen jederzeit sehr freundlich beriet sowie

Herrn Professor Dr. Lothar Diethelm, der mir einen Arbeitsplatz in seinem Institut zur Verfügung stellte und ebenso

Herrn Professor Dr. R. Hülse, der freundlicherweise das Korreferat übernahm.

Lebenslauf

Am 19.5.1943 wurde ich in Bad Kreuznach als erstes Kind von Hugo und Hildegard Hahn geb. Nonweiler geboren.

Ab April 1950 ging ich zur Volksschule in Feilbingert(Kreis Bad Kreuznach).

Ab April 1955 besuchte ich zunächst das damalige Progymnasium in Landstuhl(Pfalz) und ab April 1957 das Staatliche Altsprachliche Gymnasium in Speyer am Rhein. Dort absolvierte ich am 24.2.1964 mit Erfolg meine Reifeprüfung.

Im Sommersemester 1964 studierte ich zunächst Theologie.

Mein Medizinstudium begann ich im Wintersemester 1964/65 an der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz und legte dort im Oktober 1965 die Naturwissenschaftliche Vorprüfung ab. Im März 1967 bestand ich erfolgreich die Ärztliche Vorprüfung.

Mein klinisches Studium absolvierte ich in der Universitätsklinik Mainz mit Ausnahme eines Semesters in Grenoble (Frankreich).

Am 1.Juli 1970 bestand ich in Mainz mein Medizinisches Staatsexamen.

Am 25.Juli 1970 vermählte ich mich mit der Germanistik- und Romanistikstudentin Solange Hahn geb. Follérou aus Versailles. Unsere Tochter Stella wurde am 17.7.1971 geboren.

Als Medizinalassistent arbeitete ich in der II.Med.Universitätsklinik, in der Chir.Universitätsklinik und in der Universitätsaugenklinik in Mainz.

Am 14.10.1971 erhielt ich meine Approbation als Arzt.

Im November 1971 wurde ich zur Ableistung einer sechs Monate dauernden Wehrübung einberufen.

Ab Mai 1972 bis September 1972 machte ich Praxisvertretungen bei Kollegen der allgemeinen Medizin.

Seit 1.10.1972 arbeite ich als Assistenzarzt im Rahmen der Weiterbildung zum Facharzt für Augenkrankheiten.

